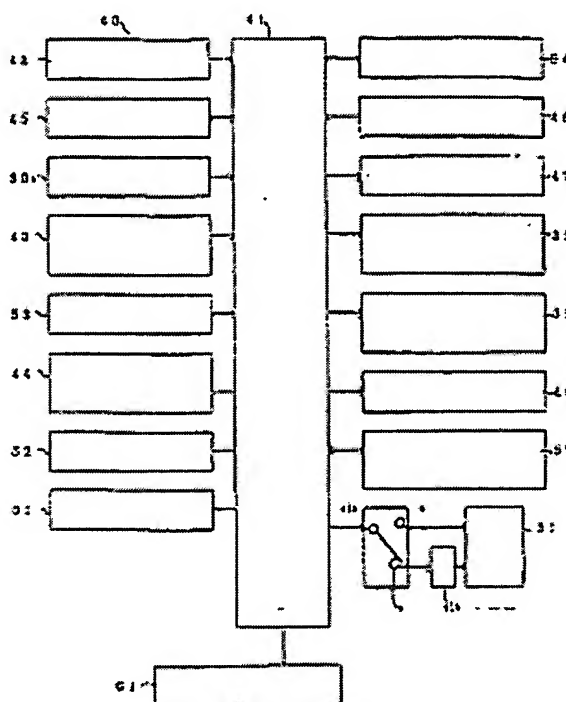


Ophthalmic image processing system - observes eye by optical system providing input to camera providing signals selectively displayed processed and recorded

Patent number: DE4326716
Publication date: 1994-03-10
Inventor: KATO TAKEYUKI (JP)
Applicant: TOPCON TOKIO TOKYO KK (JP)
Classification:
- international: A61B3/14; G06F15/42
- european: A61B3/14B, G06F19/00A2
Application number: DE19934326716 19930803
Priority number(s): JP19920207980 19920804

Abstract of DE4326716

The ophthalmic image processing system has an illumination system having a Xenon light source (6), together with lenses and plates (7-11) with a mirror (12) deflecting the beam through further lenses (13-15) and onto a perforated mirror (16). An objective lens (17) is positioned between the eye (3) and the mirror. The observation and recording system uses a focussing lens (19) and further optical elements (20, 32, 21, 22, 23, 24) to focus the image onto the CCD elements (30a) of a TV camera (30). The image of the eye (31) is then displayed. A control unit allows specific regions to be examined and stored on disc. **ADVANTAGE** - Allows selected data to be examined and stored.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

THIS PAGE BLANK (USPTO)



19 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

12 Offenlegungsschrift
10 DE 43 26 716 A 1

51 Int. Cl.⁵:
A61 B 3/14
G 06 F 15/42

21 Aktenzeichen: P 43 26 716.5
22 Anmeldetag: 3. 8. 93
43 Offenlegungstag: 10. 3. 94

DE 43 26 716 A 1

30 Unionspriorität: 32 33 31
04.08.92 JP 4-207980

71 Anmelder:
Kabushiki Kaisha Topcon, Tokio/Tokyo, JP

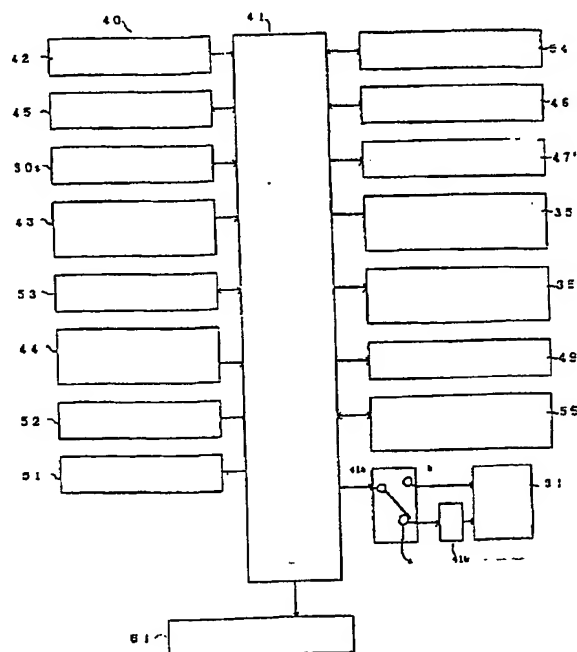
74 Vertreter:
Pfenning, J., Dipl.-Ing., 10707 Berlin; Meinig, K.,
Dipl.-Phys., 80336 München; Butenschön, A.,
Dipl.-Ing. Dr.-Ing., Pat.-Anwälte; Bergmann, J.,
Dipl.-Ing., Pat.- u. Rechtsanw., 10707 Berlin; Nöth, H.,
Dipl.-Phys., 80336 München; Hengelhaupt, J.,
Dipl.-Ing., 01097 Dresden; Kraus, H., Dipl.-Phys.,
Pat.-Anwälte, 80336 München

72 Erfinder:
Kato, Takeyuki, Tokio/Tokyo, JP

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

54 Anordnung zur Verarbeitung eines ophthalmologischen Bildes

57 Es wird eine Anordnung zum Verarbeiten von ophthalmologischen Bildern vorgeschlagen, die eine Datenspeicher- und Regeneriereinrichtung zur Eingabe von digitalisierten Bilddaten hinsichtlich eines ein ophthalmologisches Bild einschließenden Bildes, einen arithmetischen und Steuerkreis zum Bearbeiten und Übertragen von von der Datenspeicher- und Regeneriereinrichtung ausgegebenen Bilddaten, einen Datenverarbeitungskreis zum Verarbeiten der von dem arithmetischen und Steuerkreis übertragenen Bilddaten und einen TV-Monitor zur Ausgabe eines von dem Bilddatenverarbeitungskreis ausgesandten Bildes aufweist. Der arithmetische und Steuerkreis kann wahlweise nur bestimmte Daten der Bilddaten übertragen.



DE 43 26 716 A 1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

BUNDESDRUCKEREI 01. 94 308 070/590

28/39

Die Erfindung bezieht sich auf eine Anordnung zum Verarbeiten von ophthalmologischen Bildern, die in der Lage ist, einen spezifizierten Teil eines ophthalmologischen Bildes zu übertragen.

Es wurde ein ophthalmologisches Gerät, wie eine Funduskamera untersucht, bei der ein ophthalmologisches Bild elektronisch unter Verwendung eines Festkörper-Bildsensors, wie ein Flächen-Ladungsverschiebeelement (CCD Charge Coupled Device) aufgefangen wird, worauf dann von dem Flächen-CCD ausgegebene Bilddaten zu einer Aufnahme und Speichereinheit, wie beispielsweise einer Video-Scheibeneinheit, einer Floppydisk-Einheit oder einer optischen Scheibeneinheit mittels einer arithmetischen Einheit und/oder einer Steuereinheit übertragen werden und diese Daten auf einem Datenspeichermedium zum Beispiel einer Standvideoplatte, einer Floppydisk- oder einer optischen Platte gespeichert werden.

Um entscheiden zu können, welches Auge, das rechte oder das linke einer Person von der Funduskamera fotografiert wurde, umfaßt die Funduskamera eine in einem optischen Aufnahmesystem angeordnete Maske M. Wie in Fig. 11(a) gezeigt wird, weist die Maske M eine Öffnung a und eine Ausnehmung b auf, die an einer bestimmten Stelle an dem Umfang der Maske ausgebildet ist.

Ein unter der Verwendung der Maske M fotografiertes Augenfundusbild G ist kreisförmig in der Mitte des Flächen-CCDs 60 geformt, wie in Fig. 11(b) gezeigt wird. Darüber hinaus wird das Augenfundusbild G kreisförmig in der Mitte des Bildschirms eines TV-Monitors mittels einer arithmetischen- und Steuereinheit (nicht dargestellt) angezeigt.

Die von dem Flächen-CCD 60 ausgegebenen Bilddaten enthalten sowohl Daten hinsichtlich des kreisförmigen Bildes G als auch Daten hinsichtlich einer freien Fläche H um das kreisförmige Bild G entsprechend Fig. 11(b) herum. Von diesen Daten müssen nur die Daten bezüglich des kreisförmigen Bildes G übertragen werden.

Allerdings wurden bisher alle Daten bezüglich des Bildes G und des freien Raumes H übertragen, um das Augenfundusbild auf dem Monitor anzuzeigen oder zu speichern und zu regenerieren. Es ist ein übliches Problem im Stand der Technik, daß eine solche Übertragung zeitaufwendig ist.

Als Lösung dieses Problems ist es denkbar, daß nur die Daten hinsichtlich des kreisförmigen Augenfundusbildes G übertragen werden, um sie zu speichern und dann wieder zurückzugewinnen. Allerdings wird in der sichtbaren Fluoreszenzphotografie oder in der infraroten Fluoreszenzphotografie ein Gefäßbild des Augenfundus nur durch Fluoreszenzlicht, das von Blutgefäßen des Augenfundus emittiert wird oder nur von Fluoreszenzlicht, das von Stellen emittiert wird, in die ein in die Blutgefäße eingespritztes Fluoreszenzagens eingedrungen ist, gebildet. Als Ergebnis werden Bereiche des Augenfundus, von denen solches Fluoreszenzlicht nicht emittiert wird, dunkel und nicht sichtbar. Bei dem Verfahren des Übertragens nur der Daten hinsichtlich des Augenfundusbildes G zur Speicherung und Regenerierung wird, da Daten bezüglich solcher dunkler Bereiche gleichfalls übertragen werden, viel Zeit verbraucht und darüber hinaus wird die Speicherkapazität für die Daten bezüglich der dunklen Bereiche unnötigerweise verbraucht, wenn sie gespeichert werden.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, eine Anordnung zur Verarbeitung von ophthalmologischen Bildern zu schaffen, die in der Lage ist, aus den gesamten Bilddaten nur die benötigten Bilddaten zu übertragen und somit die Übertragungszeit zu verkürzen sowie Speicherkapazität zu sparen. Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch die Merkmale des Hauptanspruchs gelöst. Die Erfindung ist dadurch gekennzeichnet, daß die Anordnung zur Verarbeitung von ophthalmologischen Bildern eine Eingabeeinrichtung zur Eingabe von digitalisierten Bilddaten bezüglich eines ophthalmologischen Bildes, eine Verarbeitungs- und Übertragungseinrichtung für die von der Eingabeeinrichtung gesandten Bilddaten, eine Einrichtung zum Verarbeiten der von der Übertragungseinrichtung übertragenen Bilddaten und eine Einrichtung zum Ausgeben eines von der Bilddaten-Verarbeitungseinrichtung bearbeiteten Bildes umfaßt, wobei die Datenübertragungseinrichtung in der Lage ist, nur spezifizierte Daten der Bilddaten zu übertragen.

Entsprechend dem zweiten Anspruch ist die Erfindung dadurch gekennzeichnet, daß die Bilddaten Daten bezüglich eines ophthalmologischen Bildes und Daten bezüglich eines Bildes eines freien Raums um das ophthalmologische Bild herum enthält, wobei die Bilddatenübertragungseinrichtung in der Lage ist, nur die Daten bezüglich des ophthalmologischen Bildes als spezifizierte Daten zu übertragen.

Entsprechend dem dritten Anspruch ist die Erfindung dadurch gekennzeichnet, daß die Bilddaten-Eingabeeinrichtung ein ophthalmologisches Gerät ist, in dem eine Maske zur Vorgabe einer festgelegten Form für ein zu projizierendes ophthalmologisches Bild vor einem Flächen-Ladungsverschiebeelement (CCD) eines fotografischen optischen Systems angeordnet ist und wobei die Bilddaten-Übertragungseinrichtung zuerst die Grenze zwischen einem projizierten ophthalmologischen Bild und einem freien Raum um das projizierte Bild herum auf der Grundlage der Ausgangssignale des Flächen-CCDs berechnet und dann die Daten bezüglich des in der Grenze gebildeten Bildes zu der Bilddaten-Ausgabeeinrichtung überträgt.

Nach dem vierten Anspruch ist die Erfindung dadurch gekennzeichnet, daß die Bilddaten-Eingabeeinrichtung ein ophthalmologisches Gerät ist, in dem eine Maske vor einem Flächen-CCD eines optischen Aufnahmesystems angeordnet ist, die dem zu projizierenden ophthalmologischen Bild eine festgelegte Gestalt verleiht und wobei die Bilddaten-Übertragungseinrichtung zuerst Adreßdaten bezüglich einer Grenze zwischen einem auf das Flächen-CCD zu projizierenden ophthalmologischen Bildes und eines Bildes der freien Fläche um das zu projizierende ophthalmologische Bild herum aus einer Speichereinrichtung liest, und dann die Daten bezüglich des in der resultierenden Grenze gebildeten Bildes zu der Bildausgabeeinrichtung überträgt.

Nach dem fünften Anspruch ist die Erfindung dadurch gekennzeichnet, daß die Bilddaten-Übertragungseinrichtung einen Bereich eines ophthalmologischen Bildes, der durch eine Bereichsauswahleinrichtung spezifiziert wird, und als bestimmte Daten zu der Bildausgabeeinrichtung überträgt.

Nach dem sechsten Anspruch ist die Erfindung dadurch gekennzeichnet, daß die Bilddaten-Übertragungseinrichtung einen Teil der von der Bildauswahleinrichtung als bestimmte Daten spezifizierte Bilddaten zu der Bildausgabeeinrichtung überträgt.

Nach dem siebenten Anspruch ist die Erfindung da-

durch gekennzeichnet, daß die Bildausgabeeinrichtung einen TV-Monitor aufweist und daß ein Teil des auf dem TV-Monitor angezeigten ophthalmologischen Bildes durch die Bildauswahleinrichtung spezifiziert wird und dann der spezifizierte Teil zu den anderen Elementen der Bildausgabeeinrichtung übertragen wird.

Nach dem achten Anspruch ist die Erfindung dadurch gekennzeichnet, daß ein auf dem TV-Monitor angezeigtes ophthalmologisches Bild in eine Mehrzahl von Auswahlbereichen eingeteilt wird und das irgendeiner der Auswahlbereiche durch die Bereichsauswahleinrichtung spezifiziert wird.

Entsprechend dem neunten Anspruch ist die Erfindung dadurch gekennzeichnet, daß die Bereichsauswahleinrichtung optional einen Bereich des auf dem Monitor angezeigten ophthalmologischen Bildes spezifizieren kann.

Entsprechend dem zehnten Anspruch ist die Erfindung dadurch gekennzeichnet, daß die Bereichsauswahleinrichtung eine Maus ist.

Nach dem elften Anspruch ist die Erfindung dadurch gekennzeichnet, daß die Bereichsauswahleinrichtung ein arithmetischer und Steuerkreis ist, der eine Papille und einen Bereich um die Papille auf der Grundlage des Unterschieds der Lichtmengen der Daten bezüglich des ophthalmologischen Bildes unterscheidet.

Entsprechend dem zwölften Anspruch ist die Erfindung dadurch gekennzeichnet, daß die Bildausgabeeinrichtung ein Monitor ist und die Bilddaten-Übertragungseinrichtung nur das auf dem Monitor anzuzeigende ophthalmologische Bild überträgt.

Entsprechend dem dreizehnten Anspruch ist die Erfindung dadurch gekennzeichnet, daß die Bildausgabeeinrichtung eine Mehrzahl von Terminaleinheiten aufweist, die mit der Bilddaten-Übertragungseinrichtung über Ein- und Ausgangskreise verbunden sind.

Nach dem vierzehnten Anspruch ist die Erfindung dadurch gekennzeichnet, daß die Bilddaten-Übertragungseinrichtung mit einer Informationsspeicher- und Regeneriereinheit verbunden ist, wobei die Bilddaten-Übertragungseinrichtung nur das ophthalmologische Bild an die Informationsspeicher- und Regeneriereinheit zum Speichern überträgt.

Entsprechend dem fünfzehnten Anspruch ist die Erfindung dadurch gekennzeichnet, daß, wenn das ophthalmologische Bild übertragen und auf der Informationsspeicher- und Regeneriereinheit gespeichert wird, die Bilddaten-Übertragungseinrichtung bewirkt, daß das ophthalmologische Bild mit Identifikationsdaten korrespondiert und dann gespeichert wird.

Nach dem sechzehnten Anspruch ist die Erfindung dadurch gekennzeichnet, daß die Bildausgabeeinrichtung ein TV-Monitor ist und die Bilddaten-Übertragungseinrichtung einen Teil einer Vielzahl von ophthalmologischen Bildern extrahiert und bewirkt, daß die extrahierten Bilder simultan auf dem Monitor angezeigt werden.

Entsprechend dem siebzehnten Anspruch ist die Erfindung dadurch gekennzeichnet, daß die Anordnung zur Verarbeitung eines ophthalmologischen Bildes eine Eingabeeinrichtung zur Eingabe von digitalisierten Bilddaten betreffend eines Bildes, das ein durch Fluoreszenzphotografie gebildetes Gefäßbild des Augenfundus umfaßt, eine Einrichtung zum Verarbeiten und Übertragen der von der Bilddaten-Eingabeeinrichtung ausgesandten Bilddaten, eine Einrichtung zum Verarbeiten der von der Bilddaten-Übertragungseinrichtung übertragenen Bilddaten und eine Einrichtung zur Ausgabe

eines von der Bilddaten-Verarbeitungseinrichtung verarbeiteten Bilder umfaßt, wobei die Bilddaten-Übertragungseinrichtung in der Lage ist, nur Daten bezüglich eines Bereichs zu übertragen, der mehr als eine vorgegebene Lichtmenge des durch Fluoreszenzphotografie gebildeten Gefäßbildes des Augenfundus hat.

Nach dem achtzehnten Anspruch ist die Erfindung dadurch gekennzeichnet, daß die Daten hinsichtlich des Bereichs mit mehr als einer vorgegebenen Lichtmenge aus Daten bezüglich einer Lichtmenge und Adreßdaten entsprechend den jeweiligen Daten bezüglich einer Lichtmenge bestehen.

Nach dem neunzehnten Anspruch ist die Erfindung dadurch gekennzeichnet, daß die Daten-Übertragungseinrichtung nach Anspruch 17 nur Daten bezüglich eines Bereichs überträgt, der mehr als eine vorgegebene Lichtmenge des durch Fluoreszenzphotografie gebildeten Gefäßbildes des Augenfundus aufweist.

Nach dem zwanzigsten Anspruch ist die Erfindung dadurch gekennzeichnet, daß die vorgegebene Lichtmenge nach Anspruch 17 zwischen einem ersten und einem zweiten Wert liegt.

Die Erfindung nach dem einundzwanzigsten Anspruch ist dadurch gekennzeichnet, daß das ophthalmologische Bild nach Anspruch 1 durch in Reihen und Spalten angeordnete Matrizen spezifiziert wird.

Entsprechend dem zweiundzwanzigsten Anspruch ist die Erfindung dadurch gekennzeichnet, daß die bestimmten Daten nach Anspruch 1 Codedaten zusammen mit Bilddaten umfassen.

Ausführungsbeispiele der Erfindung sind in der Zeichnung dargestellt und werden in der nachfolgenden Beschreibung näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 eine beschreibende Darstellung eines optischen Systems einer Augenfunduskamera zur Verwendung in einer Anordnung zur Verarbeitung von ophthalmologischen Bildern nach der Erfindung,

Fig. 2 eine vergrößerte Ansicht eines TV-Monitors nach Fig. 1,

Fig. 3(a) bis 3(c) schematische Ansichten, die eine Änderung in Abhängigkeit von dem Ablauf der Zeit in den Blutgefäßen des Augenfundus bei Fluoreszenzphotografie darstellen, wobei (a1), (b1) und (c1) beschreibende Darstellungen der Fluoreszenzhelligkeit der Blutgefäße sind, (b2) ist eine beschreibende Darstellung der Fluoreszenzhelligkeit einer aus den Blutgefäßen strömenden Blutmenge, (c2) eine beschreibende Darstellung der Fluoreszenzhelligkeit eines Bereichs, der um eine Laserkoagulation erzeugt wird, nachdem die Netzhaut durch Laser koaguliert wurde und (b1') ist eine beschreibende Darstellung, die zeigt, daß die Anzahl der Scheibenpegel entsprechend der Fluoreszenzhelligkeit erhöht wird,

Fig. 4 ein Schaltbild eines Steuerkreises der Funduskamera nach Fig. 1,

Fig. 5(a) und 5(b) jeweils eine Ansicht der Maske nach Fig. 1 und eine Ansicht eines auf einem Flächen-CCD nach Fig. 1 gebildeten Augenfundusbildes,

Fig. 6 eine beschreibende Darstellung einer praktischen Anwendung der Anordnung zur Verarbeitung von ophthalmologischen Bildern nach den Fig. 1 bis 5,

Fig. 7 ein drittes Ausführungsbeispiel von ophthalmologischen Bildern, die auf dem Monitor von der Anordnung zur Verarbeitung von ophthalmologischen Bildern nach der Erfindung angezeigt werden,

Fig. 8 ein Beispiel der Extraktion eines Bildes aus den ophthalmologischen Bildern nach Fig. 7,

Fig. 9 ein anderes Beispiel der Extraktion eines Bildes aus den ophthalmologischen Bildern nach Fig. 7,

Fig. 10 noch ein anderes Beispiel der Extraktion eines Bildes aus den ophthalmologischen Bildern nach Fig. 7.

Fig. 11 (a) eine Ansicht einer Maske zur Verwendung bei der Augenfundusfotografie nach dem Stand der Technik, und

Fig. 11 (b) eine Ansicht eines Augenfundusbildes, das auf dem Flächen-CCD unter Verwendung der Maske nach Fig. 11(a) gebildet wird.

Fig. 1 zeigt ein optisches System einer Augenfunduskamera (Aufnahmevorrichtung). Dabei bezeichnen die Bezugszeichen 1 ein optisches Beleuchtungssystem der Funduskamera, 2 ein optisches Beobachtungs- und Aufnahmesystem und 3 ein Auge einer Person.

Optisches Beleuchtungssystem

Das optische Beleuchtungssystem 1 umfaßt ein optisches Beleuchtungssystem für die Beobachtung und ein optisches Beleuchtungssystem für die Aufnahme oder Fotografie. Das optische Beleuchtungssystem für die Fotografie umfaßt eine Xenonlampe 6, eine Kondensorlinse 7, eine kleine Lichtabschaltplatte 8, eine Ringblende 9, eine kleine Lichtabschaltplatte 10, eine Relaislinse 11, einen reflektierenden Spiegel 12, eine Relaislinse 13, eine Schwarzfleckplatte 14, eine Relaislinse 15, einen perforierten Spiegel 16 und eine Objektivlinse 17 in der genannten Reihenfolge. Das von der Xenonlampe 6 ausgesandte beleuchtende Licht für die Fotografie wird auf den Augenfundus Ef des Auges 3 der Person über die jeweiligen optischen Glieder von der Kondensorlinse 7 bis zur Objektivlinse 17 projiziert. Ein Exziter- oder Erregerfilter E1 für sichtbares Fluoreszenzlicht und ein Exziter- oder Erregerfilter E2 für Infrarotfluoreszenz sind entferntbar zwischen der Xenonlampe 6 und der Kondensorlinse 7 angeordnet.

Das optische Beleuchtungssystem für die Beobachtung umfaßt eine Halogenlampe 4 als Quelle zur Beobachtung, eine Kondensorlinse 5 und die optischen Elemente von der Kondensorlinse 7 bis zur Objektivlinse 17 wie jeweils oben erwähnt. Das von der Halogenlampe 4 emittierte beleuchtende Licht für die Beobachtung wird auf den Augenfundus Ef über die jeweiligen optischen Elemente der Kondensorlinse 5 bis zur Objektivlinse 17 projiziert.

Die Lichtabschaltplatte 8 ist konjugiert mit der Hornhaut 25 des Auges 3, die Ringblende 9 ist konjugiert mit der Pupille 28 des Auges 3 und die Lichtabschaltplatte 10 ist konjugiert mit der schwarzen Fläche 26a der Linse 26 des Auges 3 angeordnet. Die Schwarzfleckplatte 14 dient als Lichtabschaltplatte, die verhindert, daß an der Oberfläche der Objektivlinse 17 reflektiertes Licht durch ein Loch 16a des perforierten Spiegels 16 fällt.

Optisches Beobachtungs- und Aufnahmesystem

Das optische Beobachtungs- und Aufnahmesystem 2 umfaßt eine vor dem Auge 3 angeordnete Objektivlinse 17, eine Fokussierlinse 19, eine Abbildungslinse 20, einen Spiegel 21, eine konjugiert zu dem Augenfundus Ef liegende Feldlinse 22, einen reflektierenden Spiegel 23 und eine Relaislinse 24. Ein Sperrfilter B1 für sichtbare Fluoreszenz und ein Sperrfilter B2 für Infrarotfluoreszenz sind herausnehmbar zwischen dem perforierten Spiegel 16 und der Fokussierlinse 19 angeordnet. Das von dem Augenfundus Ef reflektierte Licht erreicht ein Flächenladungsschiebeelement (Flächen-CCD) 30a (Bilddateneingabeeinrichtung, Bilderfassungseinrichtung) einer TV-Kamera 30 über die Objektivlinse 17, die Fokussier-

linse 19, die Abbildungslinse 20, den Spiegel 21, die Feldlinse 22, den reflektierenden Spiegel 23, die Relaislinse 24 und eine Maske 36 und bildet auf dem Flächen-CCD 30a ein Augenfundusbild. Die Maske 36 weist eine Öffnung 36a und eine in dem Umfang der Öffnung ausgebildete Schlitzmarke 36b auf, wie in Fig. 5 gezeigt wird.

Ein von dem Flächen-CCD 30a ausgesandtes Bildsignal wird einem TV-Monitor 31 (Bildanzeigeeinrichtung) über einen arithmetischen und Steuerkreis 41 eines Kamerasteuerkreises 40, der im folgenden beschrieben wird, einen Kontakt a eines Wechselschalters 41a und einen D/A-Wandler 41b geliefert, um das Bild des Augenfundus auf dem TV-Monitor 31 in Echtzeit (siehe Fig. 2) anzuzeigen. Anstelle des TV-Monitors 31 kann ein TV-Monitor verwendet werden, der einen in sich geschlossenen Kreis äquivalent zu dem D/A-Wandler 41b enthalten kann.

Optisches Augenfixiersystem

Ein optisches Augenfixiersystem A umfaßt einen halbdurchlässigen Spiegel 32, der entferntbar zwischen der Abbildungslinse 20 und dem Spiegel 21 angeordnet ist, eine Maske 33 mit einem kleinen Loch 33a als Zielmarke, auf die die Augen der Person fixiert sind, wobei die Maske 33 konjugiert mit dem Augenfundus Ef angeordnet ist, und eine Lichtquelle, wie eine Leuchtdiode, die direkt hinter dem Loch 33a angeordnet ist. Die Maske 33 und die Quelle 34 für die Fixierung der Augen sind in einer Zielantriebsvorrichtung 35, wie einem X-Y-Tisch (nicht dargestellt) enthalten, der elektrisch beispielsweise von einem Impulsmotor gesteuert und angetrieben wird. Welches der Augen, das rechte oder das linke, fotografiert wird, wird von einer Unterscheidungsvorrichtung 35' für das linke und rechte Auge erfaßt und dann wird die Zielantriebsvorrichtung 35 so bewegt, daß die Papille (optische Scheibe) 71 und ein gelber Fleck 72 jeweils ungefähr gleichabständig von der Mitte eines Displays 31A sind, wie in Fig. 2 gezeigt wird.

Kamerasteuerkreis 40

Wie in Fig. 4 gezeigt wird, umfaßt der Kamerasteuerkreis 40 den arithmetischen und Steuerkreis 41, der als Bilddaten-Übertragungseinrichtung dient. Dem arithmetischen und Steuerkreis 41 werden ein Einschaltsignal von einem Aufnahmeschalter 42, ein Informationssignal über die Fotografierebedingung von einer Fotografierebedingungs-Eingabevorrichtung, wie einer Tastatur und ein Fotografiere- oder Aufnahmepositionssignal von einer Aufnahmeposition-Eingabevorrichtung, wie einer Maus, einer Tastatur oder einem Lichtgriffel eingegeben. Der Aufnahmeschalter 42 ist so ausgebildet, daß er durch ein erstes leichtes Drücken zur Ausgabe eines Steuersignals und durch ein zweites vollständiges Drücken zur Ausgabe eines Fotografierestartsignals eingeschaltet wird.

Der arithmetische und Steuerkreis 41 ist mit einem Bild- oder Rahmenspeicher 45, einem Bildverarbeitungskreis 46, einem Fokussierlinsenantriebsmotor 47', der Unterscheidungsvorrichtung 35' zum Feststellen, welches Auge auf der Grundlage einer Stellung in der rechten oder linken Richtung der Kamera einschließlich des oben erwähnten optischen Systems fotografiert wurde, und einem Lichtemissionssteuerkreis 49 verbunden.

Weiterhin ist der arithmetische und Steuerkreis 41

mit einer Spiegelantriebsvorrichtung 51, wie einem Solenoid, zum Einfügen eines halbdurchlässigen Spiegels 32 in das optische Fotografiersystem oder zu seinem Entfernen aus demselben, einem Moduseinstellschalter 52 in einen Beobachtungs- und Fotografiernodus, einem Speicher 53, wie einem RAM, einem Speicher 54, wie einem RAM, und einer Datenaufzeichnungs- und Regeneriereinheit 55 (Bildeingabeeinrichtung), wie einer optischen Platteneinheit oder einer Floppydiskeinheit, dem Flächen-CCD 30a und dem TV-Monitor 31 verbunden.

Der arithmetische und Steuerkreis 41 bewirkt, daß ein Augenfundusbild (medizinisches elektronisches Bild), das von dem Bereichs-CCD 30a als Bildabtastvorrichtung aufgenommen wird, auf ein Datenspeichermedium, wie einer optischen Platte oder einer Floppydisk, über die Datenaufzeichnungs- und Regeneriereinheit 55 aufgezeichnet wird und weiterhin auf dem Display 31A des TV-Monitors 31 (elektronische Bildanzeigevorrichtung) angezeigt wird.

Im folgenden wird eine Beschreibung der Datenübertragungsfunktion des arithmetischen und Steuerkreises 41 beim Aufnehmen (Fotografieren), Aufzeichnen und Regenerieren des ophthalmologischen Bildes gegeben.

Neue Fotografie, Aufzeichnung und Regenerierung

Beobachtung

Wenn das ophthalmologische Gerät eingeschaltet wird, steuert der arithmetische und Steuerkreis 41 die Halogenlampe 4 an, so daß sie leuchtet. Während die Lampe 4 eingeschaltet wird, wird eine Ausrichtung und Fokussierung in bezug auf den Augenfundus Ef durchgeführt. Wenn dieses beendet ist, wird das von der Halogenlampe 4 ausgesandte beleuchtende Licht auf den Augenfundus über das optische Beleuchtungssystem 1 auf den Augenfundus projiziert und dann von diesem reflektiert.

Die Unterscheidungsvorrichtung 35' für das linke und das rechte Auge gibt ein Signal aus, mit dem angegeben wird, daß der Augenfundus unter Beobachtung zu dem rechten oder linken Auge gehört. Der arithmetische und Steuerkreis 41 bewirkt, daß das Identifiziersignal (Unterscheidungssignal) als Identifizierdaten (Unterscheidungsdaten) in dem Speicher 53 gespeichert wird.

Andererseits wird das von dem Augenfundus Ef reflektierte Licht auf das Bereichs-CCD (Bildabtastvorrichtung) der TV-Kamera 30 über die jeweiligen optischen Elemente von der Objektivlinse 17 bis zu der Abbildungslinse des optischen Beobachtungs- und Aufnahmesystem 2, den Spiegel 21, die konjugiert mit dem Augenfundus Ef liegende Maske 36, die Feldlinse 22, den reflektierenden Spiegel 23, die Relaislinse 24 gelenkt.

Dabei wird ein Bild 37 des Augenfundus Ef auf dem Flächen-CCD 30a, wie in Fig. 5 gezeigt, gebildet. Dieses Augenfundusbild 37 weist einen kreisförmigen Bereich 37a entsprechend der Öffnung 36a der in Fig. 5(a) gezeigten Maske 36 und einen Bereich 37b entsprechend der Schlitzausnehmung oder Schlitzmarke 36b auf. Um das Augenfundus 37 auf dem Flächen-CCD 30a ergibt sich durch die Maske 36 eine leere Fläche oder ein leerer Raum 38.

Wenn das Unterscheidungssignal von der Vorrichtung 35' für das rechte und linke Auge eingegeben wird, liest der arithmetische und Steuerkreis 41 Bilddaten bezüglich sowohl des Augenfundusbildes 37 als auch der

leeren Fläche 38 für einen ersten Rahmen (ein erstes Bild) durch Abtasten der Gesamtheit des Flächen-CCDs 30a und bewirkt dann, daß die Bilddaten in dem Bildspeicher 45 gespeichert werden.

Zu dieser Zeit berechnet der arithmetische und Steuerkreis 41 den Unterschied zwischen der Lichtmenge des Augenfundusbildes 37 und derjenigen der leeren Fläche 38 auf der Grundlage von Daten bezüglich der Adresse und der Lichtmenge jedes Bildelementes des Flächen-CCDs 30a oder der in dem Bildspeicher 45 gespeicherten Daten, um Adressdaten bezüglich einer Grenze 39 zwischen dem Augenfundusbild 37 und der freien Fläche 38 zu erhalten, und bewirkt dann, daß die Adressdaten mit den Identifikationsdaten hinsichtlich des rechten und linken Auges korrespondieren, um die Adressdaten in dem Speicher 53 wieder zu speichern. Durch Herausfinden der Grenze 39 auf diese Weise wird entschieden, daß das zu übertragende ophthalmologische Bild oder der Bereich, zu dem Daten bezüglich des zu übertragenden Augenfundusbildes gehören, sich innerhalb der Grenze 39 befinden.

Der Vorgang zum Herausfinden der Grenze 39 wird nur einmal durchgeführt, wenn das ophthalmologische Bild zuerst beobachtet wird und resultierende Daten hinsichtlich der Grenze 39 werden verwendet, wenn immer übertragen wird. Diese Daten hinsichtlich der Grenze 39 können vorher auf einem Speichermedium, wie einer optischen Platte, einer Floppydisk oder einer Standvideoplatte über die Datenaufzeichnungs- und Regeneriereinheit 55 aufgezeichnet und von dem Medium entsprechend der Gelegenheit abgerufen werden.

Als nächstes überträgt der arithmetische und Steuerkreis 41 nur die Daten hinsichtlich des Augenfundusbildes 37 innerhalb der leeren Fläche 38 von dem Bildspeicher 45 zu dem Bildverarbeitungskreis 46 und zeigt dann das Augenfundusbild 37 auf dem TV-Monitor 31 über dem Bildverarbeitungskreis 46 an.

Danach liest der arithmetische und Steuerkreis 41 die Bilddaten des Flächen-CCDs 30a und überträgt diese zu dem Bildspeicher, um die Bilddaten für einen Rahmen (Vollbild, Halbbild) im Bildspeicher 45 zu speichern. Der arithmetische und Steuerkreis 41 überträgt nur die Daten betreffend des Augenfundusbildes innerhalb der Grenze 39, die in dem Bildspeicher 45 gespeichert sind, von dem Bildspeicher 45 zu dem Bildverarbeitungskreis 46 und bewirkt dann, daß das Augenfundusbild 37 über den Datenverarbeitungskreis 46 auf dem Monitor 31, wie in Fig. 2 gezeigt wird, dargestellt wird.

Wenn die Adressdaten bezüglich der Grenze 39 bekannt sind, sind sie vorher in einem ROM oder dergleichen gespeichert. Somit sind die für das erste Bild (Rahmen) auszulesenden Bilddaten nur die Daten bezüglich des Augenfundusbildes. Da in diesem Fall die Position der Schlitzausnehmung der Maske 36 von dem zu beobachtenden linken oder rechten Auge abhängt, sind die Daten bezüglich der Grenze 39 vorher in dem ROM gespeichert, um auf das von der Unterscheidungsvorrichtung 35 für das rechte und das linke Auge ausgegebene Identifikationssignal zu antworten.

Wenn das Augenfundusbild in dieser Weise beobachtet wird, bleibt der Schaltkreiswechschler 41a mit dem Kontakt a in Kontakt. Ein von dem Flächen-CCD 30a ausgegebenes digitales Signal wird dem D/A-Wandler 41b zur Umwandlung in ein analoges Signal über den arithmetischen und Steuerkreis 41 und den Schaltkreiswechschler 41a zugeführt. Das resultierende analoge Signal wird dem TV-Monitor 31 geliefert, damit dieser das Augenfundusbild in Echtzeit anzeigt.

Sichtbare Farbfotografie

Nachdem das Augenfundusbild auf diese Weise beobachtet wird, wird der Schaltkreisänderungsschalter 41a umgeschaltet, um mit einem Kontakt b zur Aufnahme des Augenfundus in Kontakt zu treten. Einige nicht dargestellte Filter werden dann in die jeweiligen optischen Systeme eingefügt und die Xenonlampe 6 wird angeschaltet. Das von der Xenonlampe 6 ausgesandte Licht zum Fotografieren wird auf den Augenfundus Ef über das optische Beleuchtungssystem 1 projiziert. Das dann von dem Augenfundus Ef reflektierte Licht wird auf das Flächen-CCD 30a über das optische Beobachtungs- und Fotografiersystem 2 gelenkt, so daß der Augenfundus aufgenommen bzw. fotografiert wird.

Ein von dem Flächen-CCD 30a ausgegebenes digitales Bildsignal wird dem Monitor 31 über den arithmetischen und Steuerkreis 41 und den Schaltkreiswechselschalter 41a eingegeben, um ein digitales Bild des Augenfundus auf dem TV-Monitor 31 anzuzeigen. Zu diesem Zeitpunkt wird nur das Augenfundusbild innerhalb der Grenze 39, wie oben erwähnt, übertragen.

Wie in Fig. 2 gezeigt wird, wird zusammen mit dem Augenfundusbild ein Bild von Codedaten 110 bezüglich der Aufnahmebedingungen auf der leeren Fläche 38, die durch die Maske erzeugt wird, angezeigt. Das Bild der Codedaten 110 kann auch bei dem gleichen Prozeß wie derjenige des Augenfundusbildes innerhalb der Grenze 39 übertragen werden.

Fluoreszenzfotografie

Wenn der Augenfundus Ef bei sichtbarer Fluoreszenz aufgenommen wird, wird zuerst ein Fluoreszenzagens für sichtbare Fluoreszenz der Person eingespritzt. Nachdem der Augenfundus Ef wie oben erwähnt beobachtet wird, wird der Schaltkreiswechselschalter 41a umgeschaltet, damit er in Kontakt mit dem Kontakt b tritt und dann wird das Erregerfilter E1 für die sichtbare Fluoreszenz in den optischen Pfad zwischen die Xenonlampe 6 und die Kondensorlinse 7 eingefügt und weiterhin wird das Sperrfilter B1 für sichtbare Fluoreszenz in den optischen Pfad zwischen den perforierten Spiegel 16 und die Fokussierlinse 19 eingeschwenkt.

Darauf wird die Xenonlampe 6 eingeschaltet. Sichtbares Erregungslicht mit einer Wellenlänge, die das Fluoreszenzagens (Fluoreszein) erregt, wird dann von der Xenonlampe 6 auf den Augenfundus Ef über das optische Beleuchtungssystem 1 und das Erregerfilter E1 geleitet, um den Augenfundus Ef zu beleuchten.

Das sichtbare Erregungslicht wird von dem Fluoreszein in den Blutgefäßen des Augenfundus Ef absorbiert und erregt dann das Fluoreszein. Dabei wird sichtbares Fluoreszenzlicht von dem Fluoreszein emittiert. Das sichtbare Fluoreszenzlicht wird auf das Flächen-CCD 30a über das optische Beobachtungs- und Aufnahmesystem 2 geleitet. Somit wird ein Bild der Blutgefäße des Augenfundus Ef auf dem Flächen-CCD 30a durch das sichtbare Fluoreszenzlicht gebildet, wie in den Fig. 3(a) bis 3(c) gezeigt wird, um darauf die sichtbare Fluoreszenzaufnahme durchzuführen.

Fig. 3(a) zeigt ein Gefäßbild des Augenfundus in einem relativ frühen Stadium der Fluoreszenzfotografie und (c) zeigt das Bild in dem letzten Zustand der drei Bilder. Unter Bezugnahme auf (a) ist eine Papille (optische Scheibe) 71, die durch die Linie 71' umgeben wird, fotografisch dunkler als ihre Umgebung. Unter Bezugnahme auf (b) ist die Papille relativ heller als ihre Umge-

bung, da Fluoreszenzlicht durch ein von den Kapillaren zu der Papille fließendes Fluoreszenzagens emittiert wird. Unter Bezugnahme auf Fig. (c) ist die Menge des zu der Papille strömenden Fluoreszenzagens größer als diejenige in den Blutgefäßen 100 des Augenfundus und daher ist die von der Papille emittierte Menge an Fluoreszenzlicht größer als diejenige in den Blutgefäßen 100.

Fig. 3 (a1) zeigt eine Menge an Fluoreszenzlicht, die von dem Nachbarbereich der Papille längs der Linie A-A von (a) emittiert wird, (b1) zeigt die Menge an Fluoreszenzlicht, die von dem Nachbarbereich der Papille längs der Linie B-B von (b) emittiert wird, und (c1) zeigt die Menge des Fluoreszenzlichts, die von dem Nachbarbereich der Papille längs der Linie C-C von (c) emittiert wird, (b2) zeigt eine Menge an Fluoreszenzlicht, die von einem Ausströmbereich 100a des Bluts vom Blutgefäß des Augenfundus von (b) emittiert wird und (c2) zeigt eine Menge von Fluoreszenzlicht, die von um Lasergerinnungen erzeugte Blasen entsprechend (c) emittiert wird. Die Bezugszeichen V1 bis V11 bezeichnen Punkte in (a) bis (c), die denjenigen in (a1) bis (c2) jeweils entsprechen.

Wenn die Blutgefäße des Augenfundus mit dem sichtbaren Fluoreszenzlicht fotografiert werden, wird ein von dem Flächen-CCD 30a ausgegebenes digitales Bildsignal dem Monitor 31 über den Steuerkreis 41 und den Schaltkreiswechselschalter 41a zugeführt, so daß ein sichtbares Fluoreszenzbild 37' auf dem TV-Monitor 31 angezeigt wird, wie in Fig. 2(b) dargestellt wird. Das Bezugszeichen 100 in Fig. 2(b) bezeichnet ein Augenfundusgefäßbild als sichtbares Fluoreszenzbild.

Zu diesem Zeitpunkt wird nur das Augenfundusgefäßbild innerhalb der Grenze 39 von dem Flächen-CCD 30a in der gleichen Weise wie oben erwähnt übertragen. Da die Adresse der Grenze 39 bekannt ist, wird nur der Bereich innerhalb der Grenze 39 abgetastet und dann werden Adreßdaten und die jeweiligen Lichtmengen der Bildelemente mit mehr als einem vorgegebenen Pegel L1 der Bildelemente des Flächen-CCDs 30a an den arithmetischen und Steuerkreis 41 übertragen. Der arithmetische und Steuerkreis 41 veranlaßt den Bildspeicher 41 das Augenfundusgefäßbild 100 des Fluoreszenzlichts auf der Grundlage der übertragenen Daten zu bilden und läßt das Bild 100 auf dem Monitor 31 anzeigen.

Um diese Daten an den arithmetischen und Steuerkreis 41 zu übertragen, kann ein Verfahren angewandt werden, bei dem der Wert der Adreßdaten hinsichtlich der Bildelemente, die eine größere Lichtmenge als ein vorgegebener Pegel L1 aufweisen, auf 1 gesetzt wird und der Wert von demjenigen mit weniger als der Pegel L1 auf 0 gesetzt werden, um das Augenfundusgefäßbild als Bild zu verarbeiten, das nur Signale von 0 und 1 aufweist. Obwohl in Fig. 3 der Scheibenpegel bei L1 gesetzt ist, der von der Papille 71 emittiertes Fluoreszenzlicht einschließt, kann er auch bei L2 oder L3 gesetzt sein, die nicht das Fluoreszenzlicht einschließen. Darüber kann ein Teil des zu verarbeitenden Bildes zwischen L1 und L2 oder L2 und L3 bestimmt werden ($L1 < L2 < L3$).

Wenn in entsprechender Weise der Augenfundus Ef bei Infrarotfluoreszenz fotografiert wird, wird zuerst ICG (Indocyanin grün) für die Infrarotfluoreszenz der Person eingespritzt. Nachdem der Augenfundus Ef wie oben erwähnt beobachtet wird, wird der Schaltkreiswechselschalter 41a umgeschaltet, damit er mit dem Kontakt b in Kontakt tritt und dann wird das Erregerfilter E2 für Infrarotfluoreszenz in den optischen Pfad

zwischen der Xenonlampe 6 und der Kondensorlinse 7 eingefügt und weiterhin wird das Sperrfilter B2 für Infrarotfluoreszenz in den optischen Pfad zwischen den perforierten Spiegel 16 und die Fokussierlinse 19 eingeschwenkt.

Als nächstes wird die Xenonlampe 6 eingeschaltet. Infrarotes Erregungslicht mit einer Wellenlänge, die in der Lage ist, ICG zu erregen, wird dann von der Xenonlampe 6 zu dem Augenfundus Ef über das optische Beleuchtungssystem 1 und das Erregerfilter E2 zur Beleuchtung des Augenfundus Ef gelenkt.

Das infrarote Erregerlicht wird durch das ICG innerhalb der Blutgefäße des Augenfundus Ef absorbiert und erregt dann das ICG. Dabei wird infrarotes Fluoreszenzlicht von dem ICG emittiert. Das infrarote Fluoreszenzlicht wird auf das Flächen-CCD 30a über das optische Beobachtungs- und Aufnahmesystem 2 gelenkt. Somit wird ein Bild der Blutgefäße des Augenfundus Ef durch das infrarote Fluoreszenzlicht auf dem Flächen-CCD 30a abgebildet, um darauf die Infrarotfluoreszenzaufnahme durchzuführen.

Wenn die Blutgefäße des Augenfundus durch das Fluoreszenzlicht aufgenommen wird, wird ein von dem Flächen-CCD 30a ausgegebenes digitales Bildsignal dem TV-Monitor 31 über den Steuerkreis 41 und den Schaltkreiswechschalter 41a zugeführt, so daß ein Infrarotfluoreszenzbild auf dem Monitor 31 angezeigt wird.

Zu diesem Zeitpunkt wird nur das Augenfundusgefäßbild in der Grenze 39 von dem Flächen-CCD 30a in gleicher Weise wie oben erwähnt übertragen. Da die Adresse der Grenze 39 bekannt ist, wird nur der Bereich innerhalb der Grenze 39 abgetastet und dann werden die Adreßdaten und die jeweiligen Lichtmengen der Bildelemente mit mehr als einem vorgegebenen Pegel L1 (als vorbestimmter Scheibenpegel) der Bildelemente des Flächen-CCDs 30a zu dem arithmetischen und Steuerkreis 41 übertragen. Der arithmetische und Steuerkreis 41 veranlaßt den Bildspeicher 45 das Augenfundusgefäßbild des Fluoreszenzlichts auf der Grundlage der übertragenen Daten zu bilden und bewirkt dann die Anzeige des Gefäßbildes auf dem Monitor 31.

Um diese Daten zu dem arithmetischen und Steuerkreis 41 zu übertragen, kann ein Verfahren angewandt werden, bei dem der Wert der Adreßdaten bezüglich Bildelementen mit einer Lichtmenge mehr als ein vorgegebener Pegel L1 der Bildelemente des Flächen-CCDs 30a durch 1 festgesetzt ist und der Wert von demjenigen weniger als der Pegel L1 auf 0 festgesetzt werden, um das Augenfundusgefäßbild als Bild zu verarbeiten, das nur Signale von 0 und 1 aufweist.

Ein durch eine derartige Fluoreszenzfotografie geformtes ophthalmologisches Bild, das heißt, ein Augenfundusblutgefäßbild, ein Blutausströmbereichsbild oder ein Blasenbild, ist unterschiedlich in Größe oder Form von einem anderen. Mit anderen Worten gesagt, ist das Augenfundusblutgefäßbild lang und schmal, das Blutausströmbereichsbild ist ein Flecken mit einer festen Breite oder einem festen Durchmesser und das Blasenbild der um eine Lasergerinnung auf der Netzhaut des Augenfundus herum erzeugten Blase ist ein Ring mit ungefähr festliegendem Durchmesser. Wenn daher das ophthalmologische Bild als Bild mit Signalen 0 und 1 verarbeitet wird, kann der arithmetische und Steuerkreis 41 automatisch einen kranken Bereich eines Ausströmens von Blut oder einen Laserkoagulationsbereich auf der Netzhaut erfassen und aufzeichnen.

Da in der Praxis die Menge des von den Blutgefäßen

des Augenfundus emittierten Fluoreszenzlichts von der Dicke jedes Blutgefäßes abhängt, kann seine Fluoreszenzhelligkeit beispielsweise wie in Fig. 3(b1') gezeigt dargestellt werden. P1 ist die Fluoreszenzhelligkeit (Menge des Fluoreszenzlichts) eines relativ dicken Blutgefäßes des Augenfundus, P2 ist die Fluoreszenzhelligkeit eines mitteldicken Blutgefäßes und P3 ist die Fluoreszenzhelligkeit eines Kapillargefäßes. Wenn Schnittpegel bei L1, L2 und L3 festgelegt werden, kann ein Bild der nur relativ dicken Blutgefäße, ein Bild von nur den mitteldicken Blutgefäßen oder ein Bild der Kapillargefäße für eine Anzeige auf dem Monitor ausgewählt werden, indem beurteilt wird, daß die Blutgefäße mit der Helligkeit P1, P2 oder P3 auf welchen der Schnittpegel L1 bis L3 ansprechen. Somit kann eine Diagnose eines kranken Bereichs des Augenfundus leicht durchgeführt werden. Da ein Bereich des Ausströmens von Blut aus den Blutgefäßen größer in der Fluoreszenzhelligkeit als Blutgefäße insbesondere im letzten Stadium der Fluoreszenz ist, kann die Bewertung auch für Diagnose des Vorhandenseins eines Ausströmens von Blut angewandt werden. Solche Auswahl und solche Bewertung der Bilder kann von dem arithmetischen und Steuerkreis 41 durchgeführt werden.

Aufzeichnung und Regenerierung

Was die Daten bezüglich eines Augenfundusbildes, das durch sichtbare Farbfotografie geformt wird, betrifft, werden nur die Daten bezüglich des Augenfundusbildes 37 innerhalb der Grenze 39 auf einem Speichermedium, wie einer optischen Platte, einer Floppydisk oder einer Standvideoplatte über die Datenaufzeichnungs- und Regeneriereinheit 55 aufgezeichnet. Was andererseits die Daten hinsichtlich eines durch die Fluoreszenzfotografie geformten Augenfundusgefäßbildes betrifft, werden nur die Daten bezüglich der Adressen und Lichtmengen der Bildelemente aller Bildelemente des Flächen-CCDs 30a mit mehr als einem vorgegebenen Pegel auf dem Speichermedium über die Datenaufzeichnungs- und Regeneriereinheit 55 aufgezeichnet.

Wenn daher das ophthalmologische Bild durch die Datenaufzeichnungs- und Regeneriereinheit 55 regeneriert wird, werden die gleichen Daten bezüglich des Augenfundusbildes 37 innerhalb der Grenze 39 oder die gleichen Daten bezüglich des Gefäßbildes aus dem Speichermedium gelesen.

Regenerierung von alten Bilddaten, die Daten sowohl einer leeren Fläche als auch eines ophthalmologischen Bildes umfassen.

Es existieren Bilddaten hinsichtlich einer leeren Fläche um ein Augenfundusbild herum und eines ophthalmologischen Bildes. Es sind viele Fälle denkbar, bei denen solche alten Bilddaten und Informationen über die Aufnahmebedingungen entsprechend den alten Bilddaten auf einem Datenspeichermedium, wie eine Floppydisk, aufgezeichnet sind. Die Aufnahmebedingungen sind beispielsweise eine Identifikationsnummer der Person, Name, Alter, Geschlecht, Unterschied zwischen rechtem und linkem Auge, Lichtmenge für die Fotografie und Art eines verwendeten Filters.

Bei solchen vielen auf dem Datenspeichermedium aufgezeichneten alten Bilddaten können Formen und Abmessungen der für die Bildung vieler ophthalmologischer Bilder des linken oder rechten Auges verwendeten Lichtabschattmasken betrachtet werden, als ob sie alle gleich sind, da die Bilder sicherlich mit einer einzelnen Augenfunduskamera hergestellt wurden.

Um daher die alten Bilddaten zu regenerieren findet der arithmetische und Steuerkreis 41 zuerst die Grenzlinie zwischen einem Augenfundusbild und einer freien Fläche, die von einer für die Erzielung der Daten verwendeten Maske erzeugt wurde. Dieser Vorgang wird nur bei einem Bild angewendet, das aus alten Bildern für das linke oder rechte Auge zuerst hergestellt wurde.

Um die Grenze zu finden, aktiviert der arithmetische und Steuerkreis 41 zuerst die Datenaufzeichnungs- und Regenerationsseinheit 55 und veranlaßt die Einheit 55, die alten Bilddaten zu lesen und dem Bildspeicher 45 einzugeben.

In der gleichen Weise, wie oben erwähnt, berechnet und erhält der arithmetische und Steuerkreis 41 Adreßdaten hinsichtlich der Grenze 39 auf der Grundlage des Unterschiedes der Lichtmenge zwischen dem Augenfundusbild und der freien Fläche und klärt weiterhin den Unterschied zwischen dem rechten und linken Auge auf der Grundlage der Stellung eines Teils entsprechend der Schlitzmarke 36b und läßt den Speicher 53 die Adreßdaten zusammen mit den Unterscheidungsdaten aufzeichnen.

Durch Herausfinden der Grenze 39 auf diese Weise wird entschieden, daß das zu übertragende ophthalmologische Bild oder der sich auf zu übertragende Daten hinsichtlich des Augenfundus beziehende Bereich sich in der Grenze 39 befinden. Der Vorgang zum Herausfinden der Grenze 39 wird nur einmal durchgeführt, wenn die alten Bilddaten als erstes in den Bildspeicher 45 sowohl für die rechten als auch für die linken Augen eingegeben werden.

Der arithmetische und Steuerkreis 41 überträgt nur die Daten hinsichtlich des Augenfundusbildes innerhalb der freien Fläche 36 vom Bildspeicher 45 zu dem Datenverarbeitungskreis 46 und veranlaßt dann eine Anzeige des Augenfundusbildes auf dem Monitor über den Bildverarbeitungskreis 46.

Auf der Grundlage der Adressdaten hinsichtlich der Grenze 39, die in der oben beschriebenen Weise gefunden wurde, werden nur Daten innerhalb der Grenze 39 zu dem Monitor 31 übertragen.

Regeneration und Übertragung von Bilddaten, die durch Fluoreszenzfotografie erhalten wurden.

Ein Fall ist gleichfalls denkbar, bei dem die oben erwähnten alten Bilddaten solche Daten bezüglich des Augenfundusgefäßbildes, das durch sichtbare Fluoreszenz oder Infrarotfluoreszenz aufgenommen wurde, umfassen. Ob es sich um durch Fluoreszenzfotografie erhaltene Daten handelt, wird durch die Art der Filter entschieden, die in den Informationen über die Aufnahmebedingungen enthalten ist.

Wenn daher der arithmetische und Steuerkreis 41 die Datenaufzeichnungs- und Regeneriereinheit 55 aktiviert und die Einheit 55 veranlaßt, die alten Daten zu lesen und dem Bildspeicher 45 einzugeben, wird der arithmetische und Steuerkreis 41 veranlaßt zu entscheiden, ob die Daten durch Fluoreszenzfotografie erhalten wurden.

Wenn die arithmetische und Steuereinheit 41 entscheidet, daß es sich um Fluoreszenzfotografie handelt, berechnet und erhält er Adreßdaten hinsichtlich der Grenze 39 auf der Grundlage der Differenz der Lichtmenge zwischen dem Augenfundusbild und dem freien Raum und stellt weiterhin die Unterscheidung zwischen dem rechten und dem linken Auge auf der Grundlage der Stellung eines Teils entsprechend der Schlitzmarke 36b klar und veranlaßt den Speicher 53, die Adreßdaten zusammen mit den Unterscheidungsdaten in der glei-

chen Weise, wie oben erwähnt, aufzuzeichnen. Der Vorgang zum Herausfinden der Grenze 39 wird gleichfalls nur einmal durchgeführt, wenn die alten Bilddaten erstmalig in den Rahmenspeicher 45 sowohl für das rechte als auch das linke Auge eingegeben werden.

Darüber hinaus findet der arithmetische und Steuerkreis 41 Adreßdaten, dessen Fluoreszenzlichtmenge größer als ein vorgegebener Pegel in dem Bild innerhalb der Grenze 39 ist, und die entsprechenden Fluoreszenzlichtmengen. Mit anderen Worten gesagt, findet der Kreis 41 Adreßdaten mit ihren Fluoreszenzlichtmengen bezüglich eines Bereichs der Blutgefäße des Augenfundus, von denen Fluoreszenzlicht emittiert wird oder bezüglich einer Stelle, an der das Fluoreszenzags aus den Blutgefäßen sickert.

Die Daten hinsichtlich der Grenze 39 oder die Adreßdaten und ihre Fluoreszenzlichtmengen in bezug auf ein Augenfundusgefäßbild oder dergleichen, die durch Fluoreszenzfotografie hergestellt werden, werden auf einem neuen Medium über die Datenaufzeichnungs- und Regeneriereinheit 55 aufgezeichnet und bei gewünschter Gelegenheit wieder abgerufen.

Ausführungsbeispiel 2

In dem ersten Ausführungsbeispiel werden alle Daten bezüglich des Augenfundusbildes 37 innerhalb der Grenze übertragen. Allerdings ist die Erfindung nicht notwendigerweise darauf begrenzt. Beispielsweise kann ein Bereich des Augenfundusbildes (z. B. ein kranker Bereich des Augenfundus) für die Übertragung bestimmt werden, um ihn aufzuzeichnen und zu regenerieren. Um ihn zu bestimmen, kann ein Verfahren angewendet werden, bei dem das Augenfundusbild in vier Teile aufgeteilt wird, z. B. in einen oberen rechten Bereich, einen unteren rechten Bereich, einen oberen linken Bereich und einen unteren linken Bereich und ein Auswahlménü der vier Bereiche wird auf dem TV-Monitor 31 angezeigt, um einen Teil mit einer Cursortaste der Tastatur oder einer Maus auszuwählen oder bei dem ein gewünschter Bereich des Augenfundusbildes mit der Maus bestimmt wird.

Es kann ein solches System, wie in Fig. 6 gezeigt, installiert werden. Dabei ist ein Host-Computersystem 60 einschließlich des Steuerkreises 40 mit einer Vielzahl von Terminalausrüstungen 63 über einen Eingangs- und Ausgangskreis 61 und Leitungen 62 verbunden oder das Host-Computersystem 60 ist mit einer Vielzahl von Terminalausrüstungen 65 über Telefonleitungen 64 verbunden, so daß das in dem Host-Computersystem 60 gespeicherte Augenfundusbild in der oben erwähnten Weise abgerufen wird oder durch die Terminalausrüstungen 63 oder 65 gesteuert werden oder im Gegenteil, daß das von den Terminalausrüstungen 63 oder 65 übertragene Fundusbild in dem Host-Computersystem 60 gespeichert wird. Jede Terminalausrüstung 63, 65 umfaßt einen Monitor, eine Tastatur, eine Maus und so weiter.

Als Beispiel für die praktische Verwendung des ophthalmologischen Bild-Verarbeitungssystems nach der vorliegenden Erfindung wird das Host-Computersystem 60 in einem Computerraum eines allgemeinen Krankenhauses angeordnet und die Terminalausrüstungen 63 sind in Behandlungsräumen oder privaten Räumen der Ärzte in dem allgemeinen Krankenhaus vorgesehen und die Terminalausrüstungen 65 sind in lokalen Krankenhäusern aufgestellt.

Die Fig. 7 bis 10 zeigen ein drittes Ausführungsbeispiel der Erfindung. In diesem Ausführungsbeispiel wird nur ein spezifischer Bereich, wie eine Papille oder ein gelber Fleck, aus den jeweiligen Bilddaten herausgezogen und viele Bilder des spezifischen Bereichs werden simultan angezeigt, wie in Fig. 7 dargestellt ist, und die gewünschten Bilder der vielen Bilder werden nochmals angezeigt oder übertragen.

Zur gleichen Zeit wird ein Modusauswahlmenü, das beispielsweise "1. Abruf, 2. Anzeige, 3. Übertragung" darstellt, auf dem TV-Monitor 31 angezeigt.

Extraktion durch eine Maus oder eine Cursortaste

Wenn der Modus "Abruf" durch eine Maus oder eine Tastatur ausgewählt wird, veranlaßt die arithmetische und Steuereinheit 41 die Datenaufzeichnungs- und Regeneriereinheit 55 zuerst ein Bild der Augenfundusbilder, die auf dem Speichermedium aufgezeichnet sind, zu lesen, und es auf dem Monitor 31 anzuzeigen.

Zur gleichen Zeit werden Teilungslinien 80 zum Herausziehen gewünschter Bereiche gleichfalls dem Augenfundusbild 37 überlagert, wie in Fig. 8 gezeigt wird. In dem Modus "Abruf" oder "Wiedergewinnung" veranlaßt der arithmetische und Steuerkreis 41 den Monitor 31 ein Modusauswahlmenü anzuzeigen, das "1. Änderung der Teilungslinien, 2. Extraktion der Bilder" darstellt. Durch Auswahl des Modus "Änderung der Teilungslinien", der in dem Modus "Abruf" enthalten ist, durch die Maus oder die Tastatur, können die Teilungslinien 80 in bezug auf das Augenfundusbild 37 durch eine Aufnahmepositions-Eingabeeinheit 44, wie eine Maus oder eine Cursortaste einer Tastatur bewegt werden. Um beispielsweise die Papille 71 des Augenfundusbildes 37 herauszuziehen oder zu extrahieren, werden die Teilungslinien 80 so bewegt, daß die Papille 71 sich in einem Viereck, das durch die Linien 80 umgeben ist, befindet. Eine Cursormarke 81 wird auf dem TV-Monitor 31, wie in Fig. 8 gezeigt wird, angezeigt und dann wird die Cursormarke 81 zu dem Viereck durch die Maus oder die Cursortaste bewegt.

Dann wird der Modus "Extraktion von Bildern", der in dem Modus "Abruf" enthalten ist, durch die Maus oder eine Cursortaste ausgewählt und dann wird das von der Cursormarke 81 spezifizierte Viereck von dem arithmetischen und Steuerkreis 41 herausgezogen. Aus dem Augenfundusbild 37 herausgezogene Bilddaten bezüglich der Papille 71 werden zeitweise auf einer Platte oder dergleichen der Datenaufzeichnungs- und Regeneriereinheit 55 von dem arithmetischen und Steuerkreis 41 gespeichert.

Eine derartige Extraktion von Bildern wird auf die gleichen Fundusbilder in Aufnahmestellung oder Aufnahmeblickwinkel angewandt. Ein herausziehender Teil des Augenfundusbildes kann durch in Spalten oder Reihen angeordnete Matrizen spezifiziert werden.

Wenn daher Daten hinsichtlich der Aufnahmestellung oder des Aufnahmeblickwinkels als Information über die Aufnahmebedingungen, die erhalten werden, wenn der Augenfundus aufgenommen wird, auf dem Speichermedium zusammen mit den Daten hinsichtlich des Augenfundusbildes gespeichert werden, kann ein gewünschter Bereich des Augenfundusbildes zu jeder Zeit aus den Augenfundusbildern herausgezogen werden, die die gleichen Aufnahmestellungen oder -blickwinkel aufweisen, indem der Bereich einmal spezifiziert wird.

Danach werden die Bilddaten hinsichtlich der vielen extrahierten Papillebilder zeitweise auf der Festplatte von dem arithmetischen und Steuerkreis 41 gespeichert.

Wenn der Modus "Anzeige" mit der Maus oder der Tastatur ausgewählt wird, veranlaßt der arithmetische und Steuerkreis 41 eine Übertragung der auf der Festplatte gespeicherten Bilddaten bezüglich der Papille 71 an den Bildspeicher 45, um ein Bild für einen Rahmen zu konstruieren. Die resultierenden Papillebilder werden eines nach dem anderen zu dem Monitor übertragen, der simultan viele Papillebilder a1, a2, a3 und so weiter anzeigt, wie in den Fig. 7(a) und 7(b) gezeigt wird.

Wenn der Modus "Übertragung" ausgewählt wird, werden eine Vielzahl von Senderadressen auf dem Monitor 31 angezeigt. Durch die Auswahl einer der Adressen werden die auf der Festplatte gespeicherten Bilddaten in bezug auf die Papille 71 dahin übertragen.

Anstelle der Teilungslinien 80 kann eine Maus oder eine Cursortaste zur Spezifizierung des zu extrahierenden Bereichs verwendet werden.

Um dies zu tun, veranlaßt der arithmetische und Steuerkreis 41 zuerst den Monitor 31, ein "1. Spezifikation eines Bereichs, 2. Extraktion von Bildern" darstellendes Modusauswahlmenü anzuzeigen, das in dem Modus "Abruf" enthalten ist, und dann wird der Modus "Spezifikation eines Bereichs" durch die Maus oder die Tastatur ausgewählt. Dabei veranlaßt der arithmetische Steuerkreis 41 den Monitor 31, eine Cursormarke 81 und ein Viereck 82 entsprechend Fig. 9 anzuzeigen. Dieses Viereck 82 kann in seiner Abmessung an einer optionalen Position durch die Maus oder die Tastatur als Aufnahmepositions-Eingabeeinheit 44 geändert werden.

Danach wird das Viereck 82 durch die Maus oder die Cursortaste bewegt, um die Papille 71 zu spezifizieren. Danach wird der Modus "Extraktion von Bildern" gewählt, so daß der arithmetische und Steuerkreis 41 die Papille 71 des Augenfundusbildes 37, das durch die Grenzlinie 39 umgeben ist, extrahiert. Die aus dem Augenfundusbild 37 extrahierten Bilddaten bezüglich der Papille 71 werden zeitweise auf einer Festplatte oder dergleichen der Datenaufzeichnungs- und Regeneriereinheit 55 mittels des arithmetischen und Steuerkreises 41 in der gleichen Weise, wie oben erwähnt, gespeichert.

Da die folgenden Vorgänge die gleichen sind wie im Falle der Teilungslinien 80 wird ihre Beschreibung weggelassen.

Fig. 7(a) ist unterschiedlich zu Fig. 7(b) in den Abmessungen eines Anzeigevierecks 90. Die Änderung der Abmessungen wird durch die Eingabeeinheit der Aufnahmeposition (Aufnahmebereich-Spezifiziereinrichtung) 44, wie eine Maus, die Tastatur oder ein Lichtgriffel durchgeführt. Um dies zu realisieren, wird zuerst der Modus "Änderung der Abmessung" auf dem Monitor 31 angezeigt und dann wird mit der Aufnahmepositions-Eingabeeinheit 44 eine gewünschte Abmessung gewählt. Unter Bezugnahme auf das Anzeigeviereck 90 können die Abmessungen des Anzeigevierecks 90 ohne Änderung des Bereichs des in dem Viereck 90 angezeigten Bildes geändert werden, während der anzuzeigende Bereich geändert werden kann, ohne die Abmessung des Anzeigevierecks 90 zu ändern. Eine derartige Extraktion kann auch für den gelben Fleck 72 oder andere Bereiche angewandt werden.

Extraktion aus Bildern, die zueinander unterschiedlich sind in der Aufnahmeposition oder dem Aufnahmebetrachtungswinkel.

Selbst wenn ein spezifizierter Bereich, wie eine Papille oder ein gelber Fleck aus Augenfundusbildern, die sich

voneinander in der Aufnahmeposition oder dem Aufnahmewinkel unterscheiden, extrahiert wird, kann er in der gleichen Weise, wie oben erwähnt, extrahiert werden und die jeweiligen spezifizierten Bereiche können auf dem Bildschirm 31, wie in Fig. 7 dargestellt ist, angezeigt werden.

Wenn in dem Fall der Papille die Lichtmenge des zu extrahierenden Bereiches geringer ist als ein vorgegebener Pegel entsprechend der Aufnahmevergrößerung, kann der arithmetische und Steuerkreis 41 verhindern, daß dieser Teil extrahiert wird, und zwar auf der Grundlage seiner Bewertung, daß der Bereich nicht die Papille ist. In gleicher Weise kann bei dem gelben Fleck, wenn die Lichtmenge des zu extrahierenden Bereichs größer als ein vorgegebener Pegel entsprechend der Aufnahmevergrößerung ist, der arithmetische und Steuerkreis 41 verhindern, daß der Bereich extrahiert wird, und zwar auf seiner Bewertung, daß der Bereich nicht der gelbe Fleck ist.

Extraktion der Papille auf der Grundlage der Differenz der Lichtmengen.

Da die Papille 71 das Licht stärker reflektiert als andere Bereich des Augenfundus, ist es möglich, die Papille aus dem Bild des Augenfundus auf der Grundlage einer Differenz in der Lichtmenge zu extrahieren.

Um dies durchzuführen, wird zuerst der Modus "Abruf" gewählt und dann steuert der arithmetische und Steuerkreis 41 die Datenaufzeichnungs- und Regeneriereinheit 55, um den Bildspeicher 45 zu veranlassen, ein auf dem Aufzeichnungsmedium gespeichertes Augenfundusbild zu lesen. Der arithmetische und Steuerkreis 41 erfaßt die Lichtmenge des in dem Bildspeicher 45 gebildeten Augenfundus entsprechend jeder Adresse eine nach dem anderen.

Der arithmetische und Steuerkreis 41 berechnet eine Lichtpegeländerung aus der erfaßten Lichtmenge, um die Punkte a1 und a2 zu erhalten, bei denen der Lichtpegel (Lichtmenge) sich plötzlich ändert und um weiterhin die Punkte b1 und b2 in einem gegebenen Abstand zu a1 und a2 jeweils in der Niedrigpegelrichtung entsprechend der Aufnahmevergrößerung zu erhalten.

Auf der Grundlage der Punkte b1 und b2 bestimmt der arithmetische und Steuerkreis 41 die Abmessungen eines Quadrats zur Extraktion und zieht dann ein Bild aus dem Augenfundusbild heraus, das die Papille 71 und die Umgebung um die Papille 71 herum einschließt, um die Daten hinsichtlich des Papillenbildes auf beispielsweise der Festplatte der Datenaufzeichnungs- und Regeneriereinheit 55 zeitweise zu speichern.

Daraufhin wird der Modus "Anzeige" gewählt und dann veranlaßt der arithmetische und Steuerkreis 41, daß die auf der Festplatte gespeicherten Bilddaten bezüglich der Papille 71 zu dem Rahmenspeicher 45 jeweils in einer gegebenen Anzahl von Daten übertragen werden, um ein Bild für einen Rahmen zu konstruieren. Ein resultierendes Papillebild wird, eines nach dem anderen, an den Monitor 31 übertragen, der simultan viele Papillenbilder anzeigt, wie in den Fig. 7(a) und 7(b) angezeigt wird.

Es können nur Daten bezüglich eines Bildelementes übertragen werden, die eine größere Lichtmenge als ein vorgegebener Pegel aufweisen, um das Bild zu bearbeiten.

Wenn der Modus "Übertragung" gewählt wird, werden eine Mehrzahl von Sendeadressen auf dem Monitor 31 angezeigt. Durch Auswahl eines der Adressen werden die auf der Festplatte gespeicherten Bilddaten bezüglich der Papille 71 dorthin übertragen.

Wenn die Papillebilder gleichzeitig auf dem Monitor 31 angezeigt werden, wird gleichzeitig eine dem jeweiligen Papillenbild überlagerte Identifikationsnummer angezeigt. Um daher eine Diagnose zu erstellen, wird ein detailliertes Augenfundusbild einschließlich des mit der Identifikationsnummer versehenen Papillebildes auf dem Monitor angezeigt, indem die Identifikationsnummer mittels der Maus oder der Tastatur bestimmt wird.

Da die Erfindung, wie oben beschrieben, konzipiert ist, werden nur gewünschte Daten der Bilddaten übertragen und daher kann die Übertragungszeit verkürzt werden.

Patentansprüche

1. Anordnung zur Verarbeitung von ophthalmologischen Bildern mit einer Einrichtung zur Eingabe von digitalisierten Bilddaten bezüglich eines Bildes, das ein ophthalmologisches Bild einschließt, einer Einrichtung (41) zum Bearbeiten und Übertragen von Bilddaten, die von der Bilddaten-Eingabeeinrichtung ausgegeben werden, einer Einrichtung (48) zur Verarbeitung der von der Bilddaten-Übertragungseinrichtung übertragenen Bilddaten, und einer Einrichtung (31) zur Ausgabe eines von der Bilddaten-Bearbeitungseinrichtung (48) ausgesandten Bildes, wobei die Bilddaten-Übertragungseinrichtung (41) in der Lage ist, nur bestimmte Daten der Bilddaten zu übertragen.
2. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Bilddaten Daten bezüglich eines ophthalmologischen Bildes und Daten bezüglich eines Bildes einer leeren Fläche um das ophthalmologische Bild herum enthält, wobei die Bilddaten-Übertragungseinrichtung (41) in der Lage ist, nur Daten in bezug auf das ophthalmologische Bild als bestimmte Daten zu übertragen.
3. Anordnung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Bilddaten-Eingabeeinrichtung ein ophthalmologisches Gerät ist, in dem eine Maske (36) zur Vorgabe einer festgelegten Form für ein zu projizierendes ophthalmologisches Bild vor einem Flächen-Ladungsverschiebeelement (CCD) (30a) eines optischen Aufnahmesystems angeordnet ist, und wobei die Bilddaten-Übertragungseinrichtung (41) zuerst den Unterschied in der Lichtmenge zwischen einem projizierten ophthalmologischen Bild und einer leeren Fläche um das projizierte Bild herum auf der Grundlage der Ausgangssignale des Flächen-CCDs (30a) berechnet, um die Grenzlinie (39) zwischen ihnen zu finden, und dann Daten bezüglich des innerhalb der resultierenden Grenzlinie (39) gebildeten ophthalmologischen Bildes zu der Bildausgabereinrichtung (31) zu übertragen.
4. Anordnung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Bilddaten-Eingabeeinrichtung ein ophthalmologisches Gerät ist, in dem eine Maske zur Vorgabe einer festgelegten Form für ein zu projizierendes ophthalmologisches Bild vor einem Flächen-CCD (30a) eines optischen Aufnahmesystems angeordnet ist, und wobei die Bilddaten-Übertragungseinrichtung (41) zuerst Adressdaten bezüglich einer Grenzlinie (39) zwischen einem auf das Flächen-CCD (30a) zu projizierenden ophthalmologischen Bild und einem Bild einer das zu projizierende ophthalmologische Bild umgebenden leeren Fläche zu übertragen.

ren Fläche aus einer Speichereinrichtung (53, 54) liest, in der die Adreßdaten vorher gespeichert wurden, und dann die Daten bezüglich des innerhalb der Grenzlinie (39) gebildeten ophthalmologischen Bildes zu der Bildausgabeeinrichtung (31) 5 überträgt.

5. Anordnung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Bilddaten-Übertragungseinrichtung (41) Daten bezüglich eines Bereichs des ophthalmologischen Bildes zu der Bildausgabeeinrichtung (31) überträgt, der von einer Bereichsauswahl- 10 einrichtung spezifiziert wird, wobei der spezifizierte Bereich des ophthalmologischen Bildes vorher bestimmt wird.

6. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Bilddaten-Übertragungseinrichtung einen Teil der von der Bereichsauswahl- 15 einrichtung spezifizierten Bilddaten als bestimmte Daten zu der Bildausgabeeinrichtung (31) überträgt.

7. Anordnung nach Anspruch 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildausgabeeinrichtung einen TV-Monitor aufweist und daß ein Bereich des 20 auf dem Monitor (31) angezeigten ophthalmologischen Bildes von der Bereichsauswahl-einrichtung spezifiziert wird und daß der so spezifizierte Bereich zu anderen Bildausgabeeinrichtungen über- 25 tragen wird.

8. Anordnung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß das auf dem Monitor (31) angezeigte ophthalmologische Bild in eine Vielzahl von Auswahlbereichen unterteilt wird und daß irgendeiner 30 der Auswahlbereiche von der Bereichsauswahl-einrichtung auswählbar ist.

9. Anordnung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Bereichsauswahl-einrichtung einen optionalen Bereich des ophthalmologischen Bildes 35 auf dem Monitor (31) auswählen kann.

10. Anordnung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Bereichsauswahl-einrichtung eine Maus ist. 40

11. Anordnung nach Anspruch 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Bereichsauswahl-einrichtung ein arithmetischer und Steuerkreis (41) ist, der 45 in der Lage ist, eine optische Papille und einen Bereich um die Papille herum auf der Grundlage der aus Daten hinsichtlich des ophthalmologischen Bildes berechneten Differenz in der Lichtmenge zu finden.

12. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildausgabeeinrichtung ein Monitor ist und die Bilddaten-Über- 50 tragungseinrichtung nur das ophthalmologische Bild zur Anzeige an den Monitor (31) überträgt.

13. Anordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildausgabeeinrichtung eine Vielzahl von Terminaleinheiten um- 55 faßt, die mit der Bilddaten-Übertragungseinrichtung über einen Eingabe/Ausgabekreis verbunden sind.

14. Anordnung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Bilddaten-Übertragungseinrichtung mit einer Datenspeicher- und Regeneriereinheit (55) verbunden ist und daß die Bilddaten-Über- 60 tragungseinrichtung (41) nur das ophthalmologische Bild zur Aufzeichnung an die Datenspeicher- und Regeneriereinheit (55) überträgt.

15. Anordnung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß das ophthalmologische Bild übertra-

gen wird und auf der Datenspeicher- und Regeneriereinheit aufgezeichnet wird, wobei dem ophthalmologischen Bild Unterscheidungsdaten zugeordnet werden und auf der Einheit aufgezeichnet werden.

16. Anordnung nach Anspruch 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Bildausgabeeinrichtung ein TV-Monitor ist und die Bilddaten-Übertragungseinrichtung einige Bilder aus einer Vielzahl von ophthalmologischen Bildern extrahiert und eine gleichzeitige Anzeige der extrahierten Bilder auf dem Monitor (31) veranlaßt.

17. Anordnung zur Verarbeitung von ophthalmologischen Bildern mit

einer Einrichtung zur Eingabe von digitalisierten Bilddaten einschließlich Daten bezüglich eines Gefäßbildes des Augenfundus, das durch Fluoreszenz- 5 fotografie hergestellt wird,

einer Einrichtung zum Bearbeiten und Übertragen der Bilddaten, die von der Bilddaten-Eingabeeinrichtung ausgesandt werden,

einer Einrichtung zum Verarbeiten der von der Datenübertragungseinrichtung übertragenen Bilddaten, und

einer Einrichtung zur Ausgabe von von der Bilddatenverarbeitungseinrichtung ausgesandten Bildern, wobei die Datenübertragungseinrichtung in der Lage ist, nur Daten bezüglich eines Bereichs zu übertragen, der eine vorgegebene Lichtmenge des durch Fluoreszenzfotografie hergestellten Augenfundusgefäßbildes aufweist.

18. Anordnung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Daten bezüglich des Bereichs aus Daten, die sich auf eine Lichtmenge beziehen, und Adreßdaten bestehen, die den jeweiligen Daten hinsichtlich der Lichtmenge zugeordnet sind.

19. Anordnung nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Datenübertragungseinrichtung nur Daten hinsichtlich eines Bereichs übertragen, die eine größere Lichtmenge aufweisen als eine vorgegebene Lichtmenge des durch Fluoreszenzfotografie hergestellten Augenfundusgefäßbildes aufweisen.

20. Anordnung nach Anspruch 17, dadurch gekennzeichnet, daß die vorgegebene Lichtmenge zwischen einem ersten und einem zweiten Pegel liegt.

21. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das ophthalmologische Bild durch in Spalten und Reihen angeordnete Matrizen spezifi- 10 ziert ist.

22. Anordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die bestimmten Daten Codedaten zusammen mit den Bilddaten umfassen.

Hierzu 10 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

FIG. 1

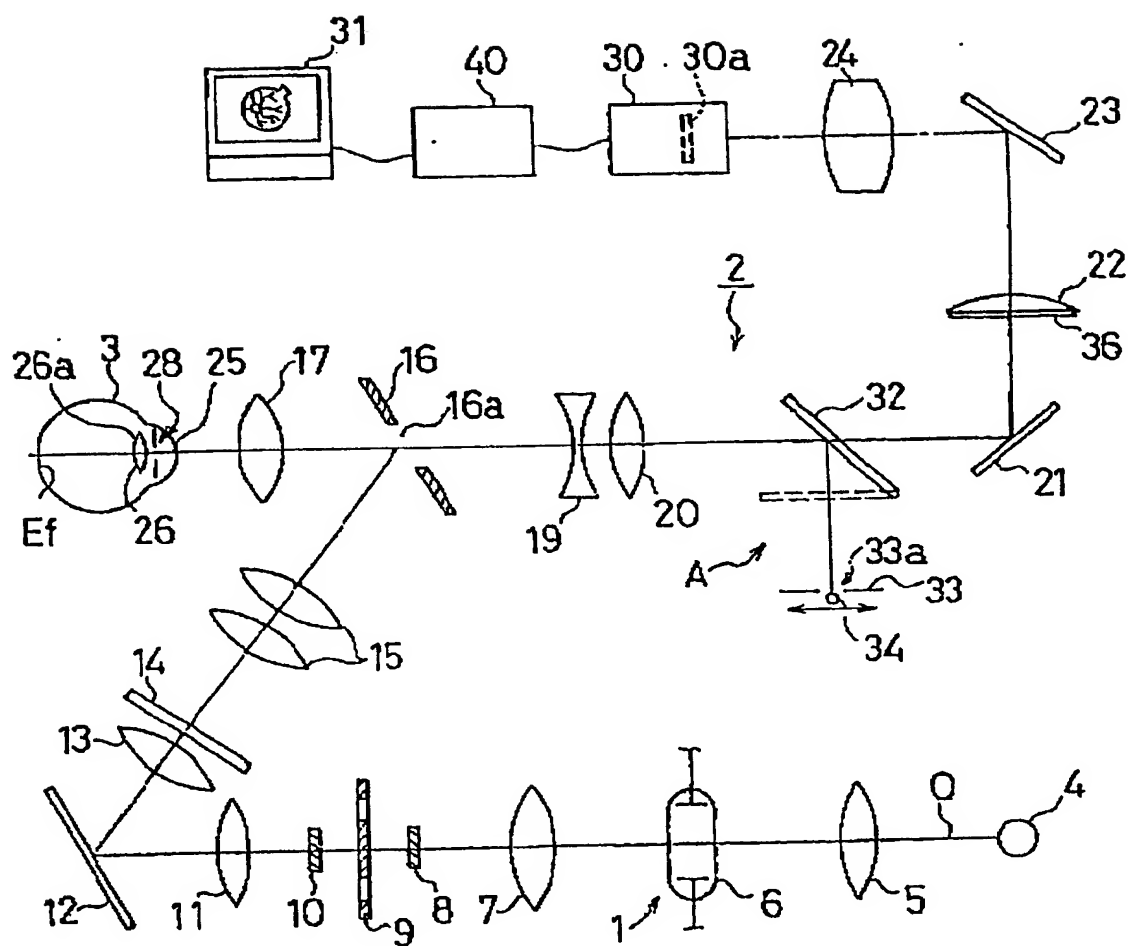
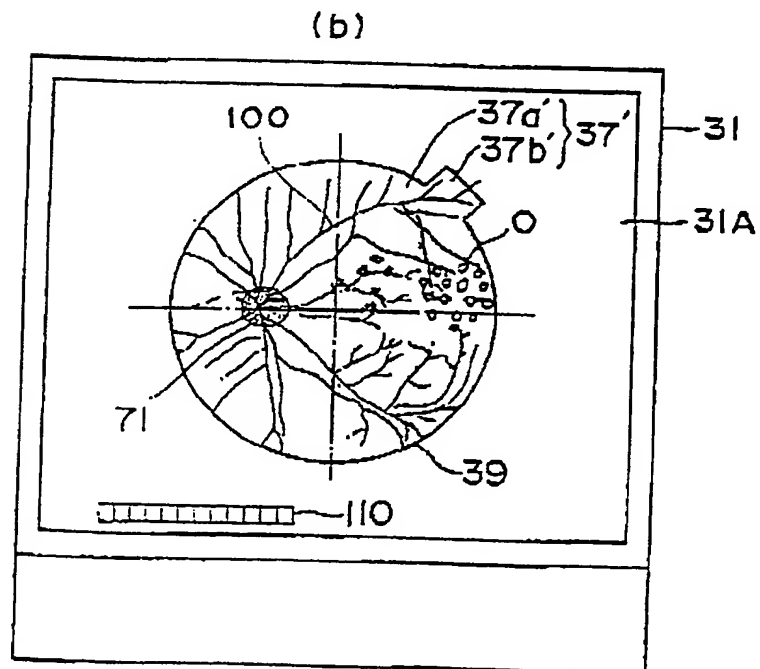
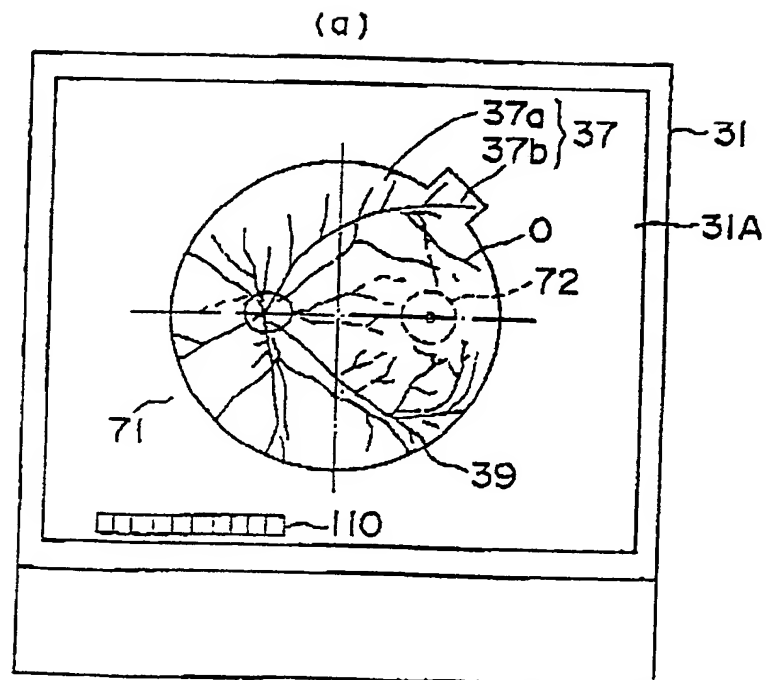


FIG. 2



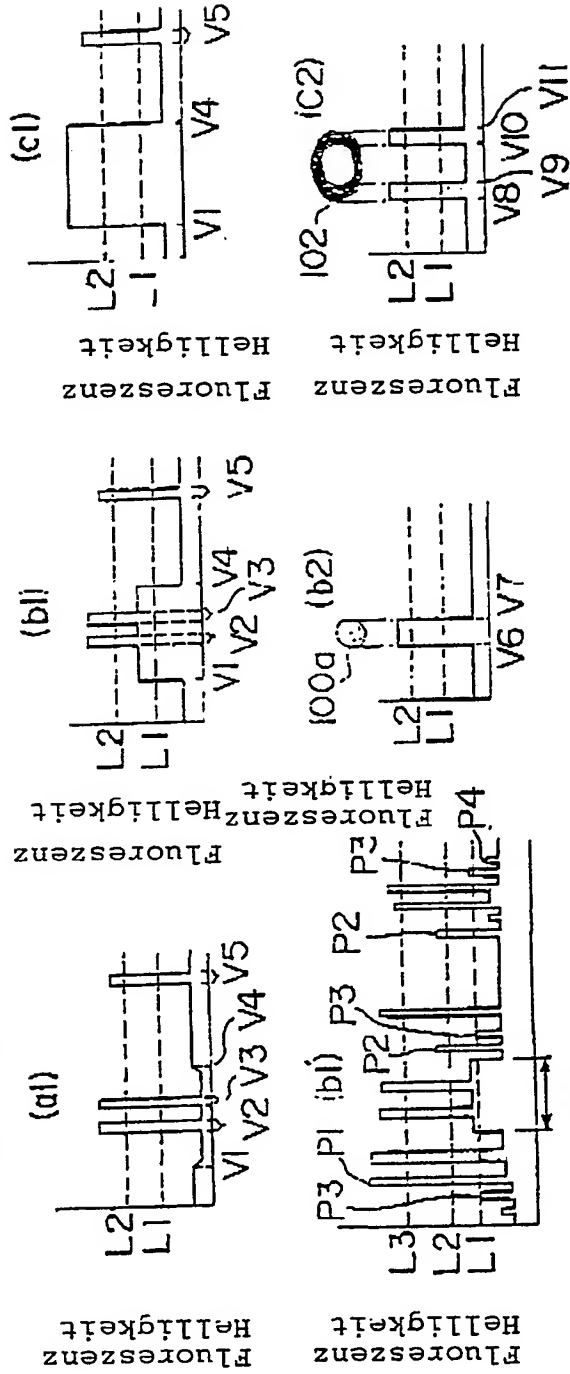
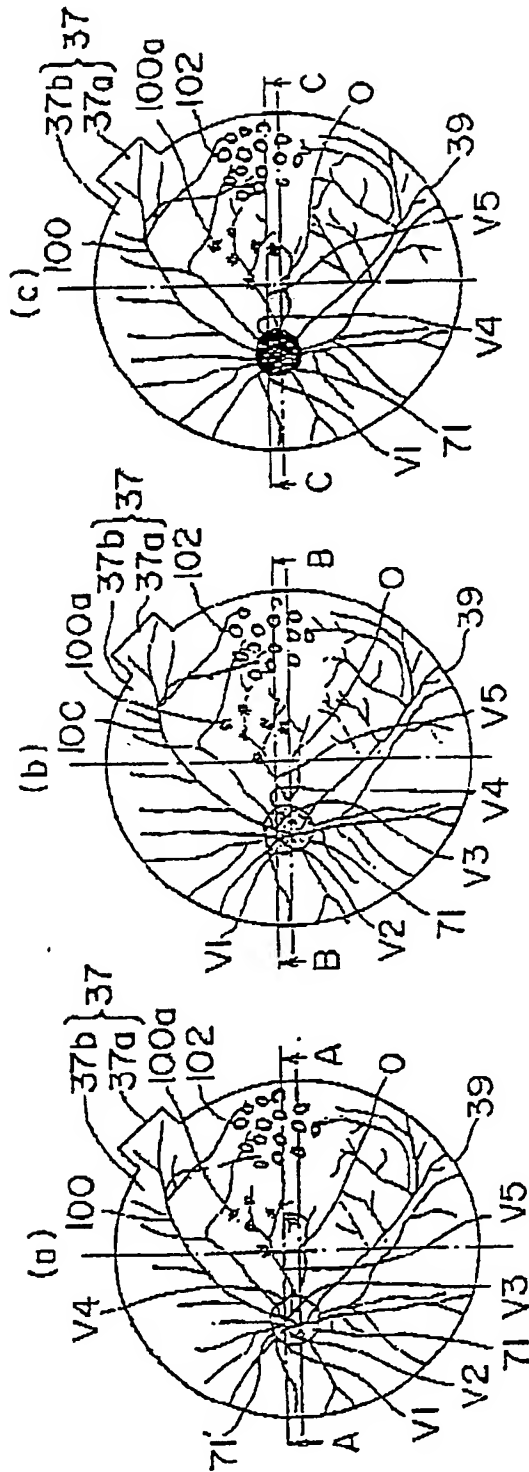


FIG. 3

FIG. 4

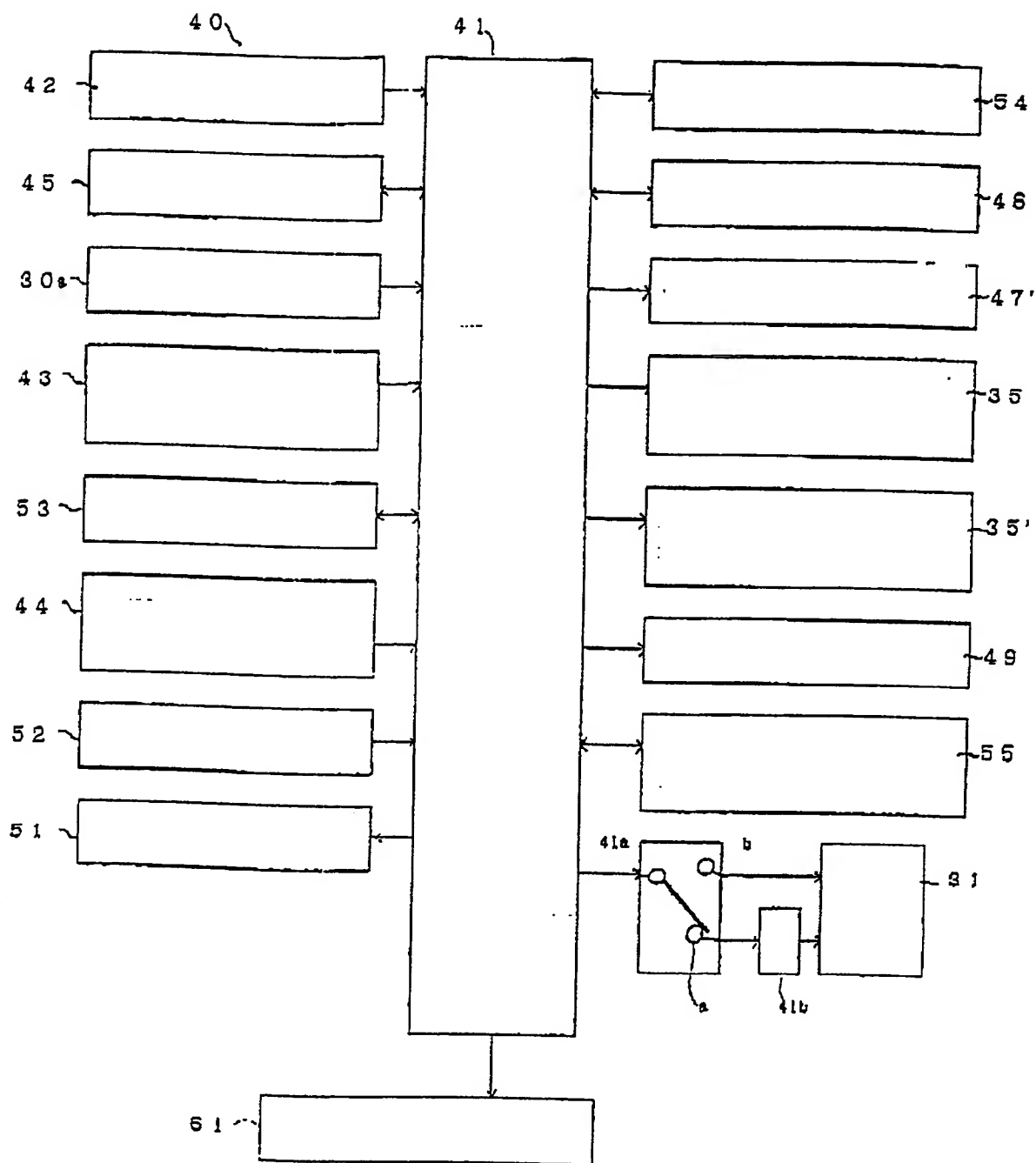
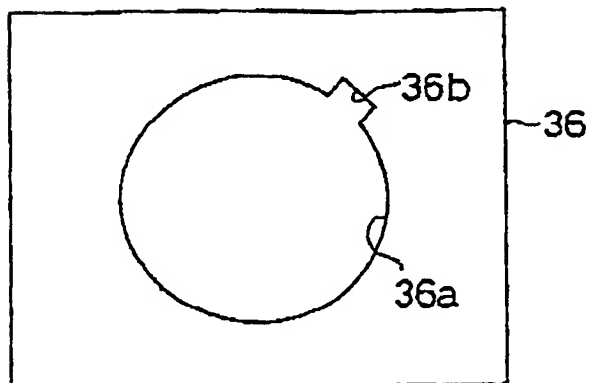


FIG. 5

(a)



(b)

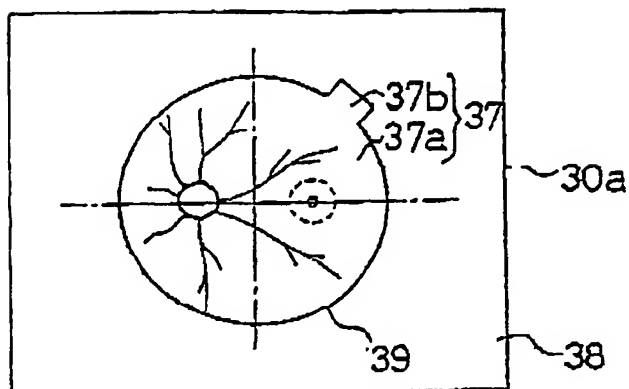


FIG. 6

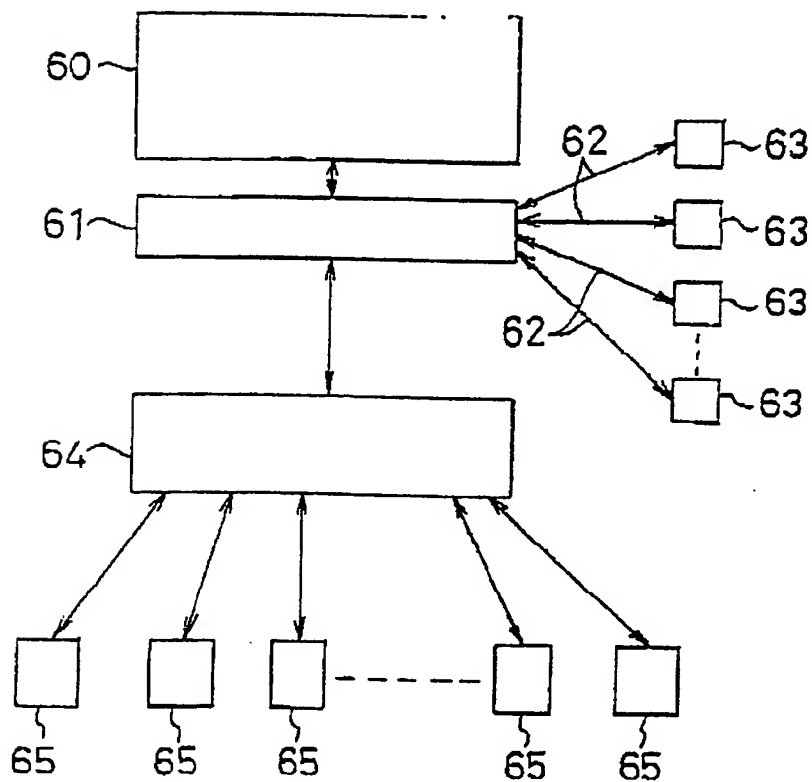


FIG. 7

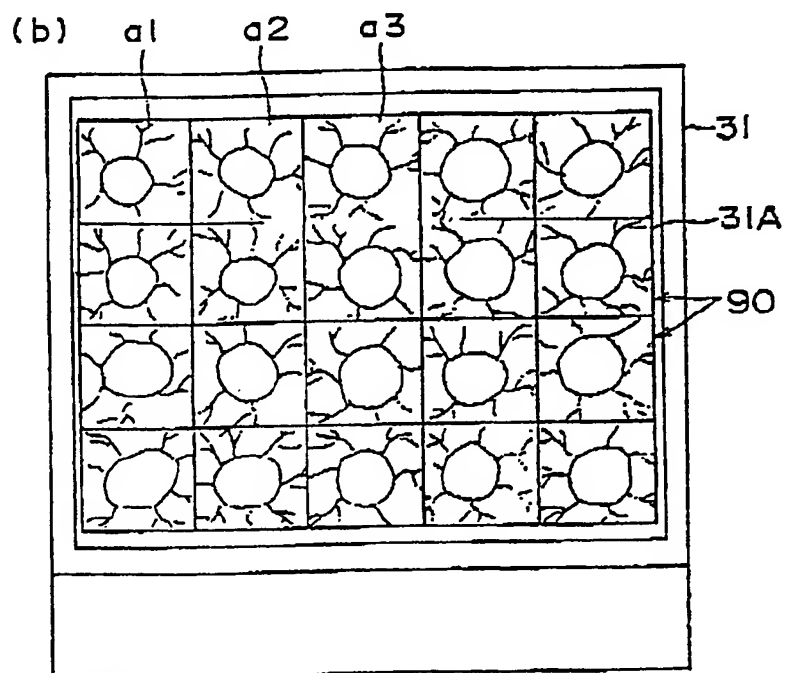
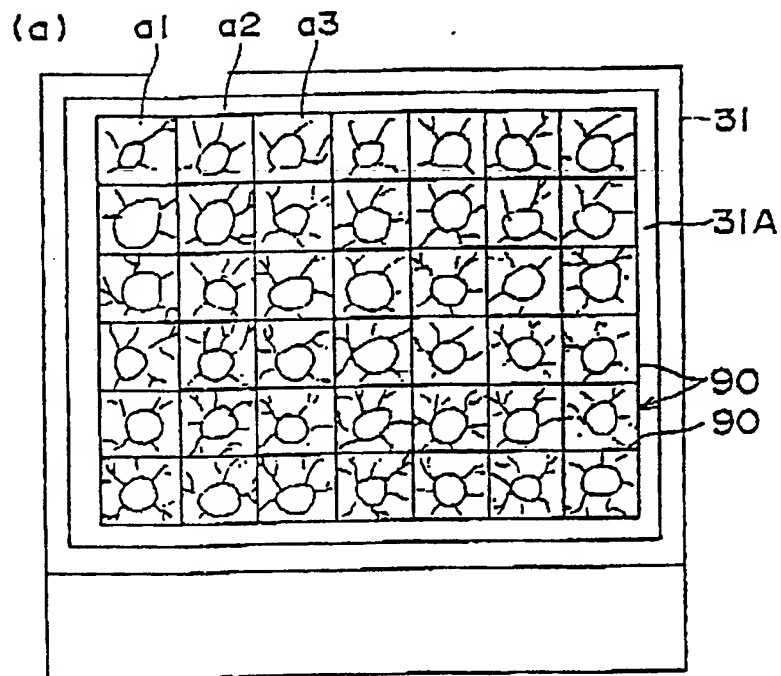
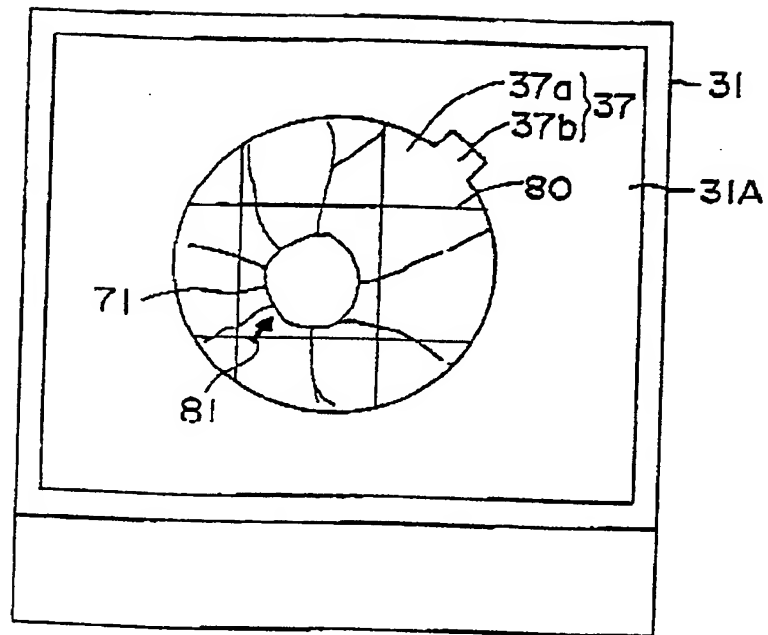


FIG. 8

(a)



(b)

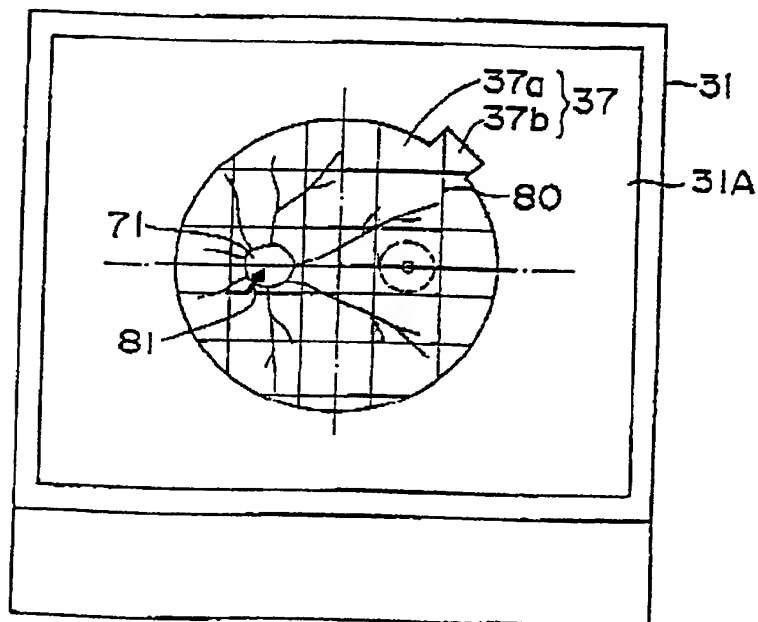


FIG. 9

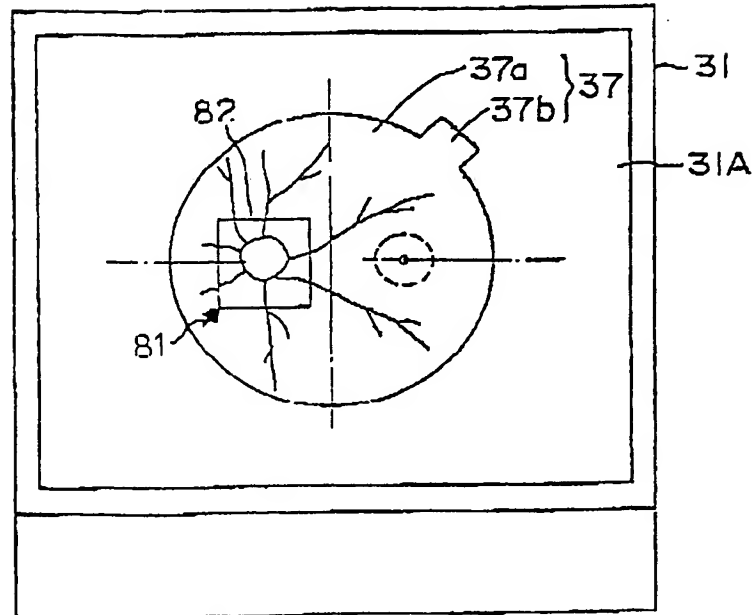


FIG. 10

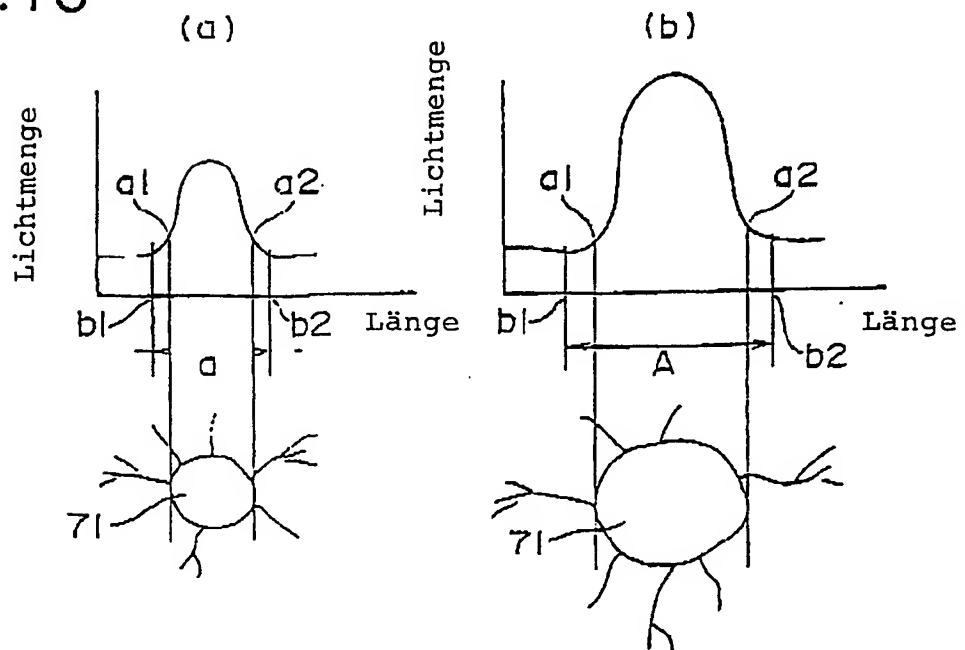
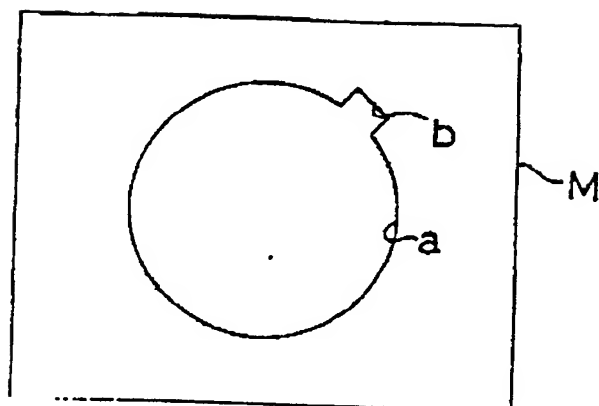


FIG. 11

(a)



(b)

